

Universidade do Minho
Escola de Ciências

Ana Filipa Casal Nevado

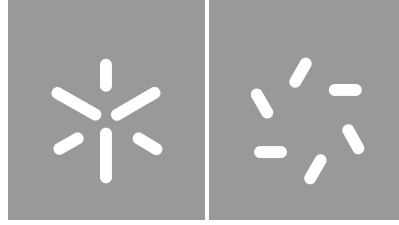
Impacto do desfocado periférico na atividade elétrica da retina

**Impacto do desfocado periférico
na atividade elétrica da retina**

Ana Filipa Casal Nevado

UMinho | 2022

novembro de 2022



Universidade do Minho

Escola de Ciências

Ana Filipa Casal Nevado

Impacto do desfocado periférico na atividade elétrica da retina

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor António Manuel Marques Queirós Pereira
e do
Professor Doutor Paulo Rodrigues Botelho Fernandes

DECLARAÇÃO

Nome: Ana Filipa Casal Nevado

Título da Dissertação de Mestrado:

Impacto do desfocado periférico na atividade elétrica da retina

Orientadores:

Professor Doutor António Manuel Marques Queirós Pereira

Professor Doutor Paulo Rodrigues Botelho Fernandes

Ano de conclusão: 2022

Designação do Mestrado: Optometria Avançada

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE

Universidade do Minho, 15 de novembro de 2022

Assinatura: _____

“A persistência é o caminho do êxito”

- Charles Chaplin

AGRADECIMENTOS

Várias foram as pessoas que me ajudaram na concretização deste projeto.

Começo por agradecer aos meus orientadores, Doutor Professor António Queirós e Doutor Professor Paulo Fernandes, por toda a disponibilidade e partilha de conhecimento. Mostraram-se sempre prontos para me ajudar, tendo sido um apoio fundamental na realização da dissertação.

A toda a equipa do Laboratório de Investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab). Em especial, à Ana Amorim, por toda a ajuda.

A todos os voluntários que se disponibilizaram para participar neste estudo, o meu obrigada, sem a vossa colaboração não seria possível a realização deste projeto.

Por fim, mas não menos importante, ao meu namorado, pela força e companheirismo durante este processo, por nunca me deixar desistir. Aos meus pais e irmãs, que também eles tiveram um papel muito importante. As palavras de incentivo nunca faltaram. Foi fundamental ter o apoio e carinho deles.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração. Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

RESUMO

Nos últimos anos têm sido desenvolvidos dispositivos óticos para controlar a progressão da miopia. Dentro das várias estratégias existentes, as lentes de contacto têm sido o método mais escolhido pelas suas diversas vantagens. Vários estudos, já realizados, demonstraram a eficácia das lentes de contacto das lentes de contacto multifocais ou duplo foco no controlo da progressão da miopia.

O objetivo deste estudo foi avaliar as alterações na refração periférica pela utilização de uma lente de contacto para o controlo da progressão da miopia. Além disso, também foi determinada a resposta da atividade eletrofisiológica em diferentes zonas da retina, com e sem lente de contacto.

Foram recrutados 7 indivíduos míopes ($23,71 \pm 5,41$ anos) com refração até $-4,50D$ (equivalente esférico), sem patologias e cirurgias oculares. Foi registada Acuidade Visual, de alto e baixo contraste, com a refração atualizada e com a lente de contacto *Misight 1 Day*. As medidas de refração periférica foram obtidas usando um autorrefratómetro de campo aberto. Realizaram-se as medidas de eletrofisiologia multifocal binocularmente, com e sem lente de contacto, com pupila dilatada. Registaram-se também, os valores de topografia e aberrometria.

Os resultados deste trabalho indicam que quando os olhos miópicos são corrigidos com a lente de contacto *Misight 1 Day*, as refrações periféricas tornam-se significativamente mais miopes. A mudança de refração periférica induzida a 30° Nasais é de $-0,66D$. A Acuidade Visual de Alto Contraste foi sempre superior à AV de Baixo Contraste, nas duas condições. A lente de contacto *Misight 1 Day* manifesta um comportamento diferente ao longo da superfície anterior da córnea. A LC induz um aumento significativo nas aberrações de alta ordem, principalmente nas aberrações comáticas, que aumentam o triplo do seu valor inicial. Relativamente à resposta eletrofisiológica da retina, com o uso da LC *Misight 1 Day*, apresentou um maior tempo implícito e amplitude da componente P1, na retina temporal superior, sendo estas diferenças estatisticamente significativas. O tempo implícito da componente P2 aumentou na retina temporal e na área retiniana delimitada pelos Ring 3, 4 e 5.

Palavras-chaves: Eletrofisiologia; Miopia; *Misight*; Refração Periférica;

ABSTRACT

In recent years optical devices have been developed to control the progression of myopia. Among the various existing strategies, contact lenses have been the method most chosen for their various advantages. Several studies, already carried out, have demonstrated the effectiveness of multifocal or dual focus contact lenses in controlling the progression of myopia.

The aim of this study was to evaluate changes in peripheral refraction by the use of a contact lens to control the progression of myopia. In addition, the response of electrophysiological activity in different areas of the retina with and without contact lens was also determined.

We recruited 7 myopic individuals (23.71 ± 5.41 years) with refraction up to -4.50D (spherical equivalent), without eye pathologies and surgeries. Visual acuity was recorded, high and low contrast, with the updated refraction and with the Misight 1 Day contact lens. Peripheral refraction measurements were obtained using an open-field autorefractometer. Multifocal electrophysiology measurements were performed binocularly with and without contact lens, with dilated pupil. Topography and aberrometry values were also recorded.

The results of this work indicate that when myopic eyes are corrected with the Misight 1 Day contact lens, peripheral refractions become significantly more myopic. The change in peripheral refraction induced at 30° Nasal is -0.66D. High Contrast Visual Acuity was always superior to Low Contrast VA in both conditions. The Misight 1 Day contact lens manifests a different behavior along the anterior surface of the cornea. LC induces a significant increase in high-order aberrations, especially in comatic aberrations, which increase three times their initial value. Regarding the electrophysiological response of the retina, with the use of the LC Misight 1 Day, it presented a greater implicit time and amplitude of the P1 component, in the superior temporal retina, these differences being statistically significant. The implicit time of the P2 component increased in the temporal retina and in the retinal area delimited by Rings 3, 4 and 5.

Keywords: Electrophysiology; Myopia; Misight; Peripheral Refraction;

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	iv
DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE	v
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
ÍNDICE.....	viii
ABBREVIATURAS, ACRÓNIMOS E UNIDADES	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
ÍNDICE DE TABELAS	xv
ÍNDICE DE GRÁFICOS	xvi
1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
1.1. Prevalência da Miopia	17
1.2. Refração Periférica	20
1.3. Técnicas de controlo da progressão da Miopia.....	21
1.4. Lentes de Contacto.....	25
1.4.1. Lentes de Contacto Multifocais.....	25
1.4.2. Lentes de Contacto Bifocais (Duplo Foco).....	28
1.4.3. Ortoqueratologia.....	30
1.5. Lentes de Contacto <i>Misight</i>	32
1.6. Resposta Eletrofisiológica da Retina	35
1.6.1. Eletrorretinograma Multifocal	36
1.6.1.1. Estímulo mfERG	36
1.6.1.2. Tipo de Eléctrodos.....	37
1.6.1.3. Onda típica do mfERG	38
1.6.1.4. Estímulo global flash mfERG.....	39
1.6.2. Alterações Eletrofisiológicas na Miopia	40
1.6.3. Alterações do mfERG na retina periférica.....	42
2 HIPÓTESES E OBJETIVOS DO ESTUDO	44
2.1 Hipóteses do Estudo.....	44
2.2 Objetivos.....	44
3 AMOSTRA, MATERIAL E MÉTODOS	45
3.1. Desenho de Estudo.....	45
3.2. Participantes e Tamanho da Amostra	45
3.2.1. Caracterização da Amostra.....	45

3.3.	Procedimento Experimental.....	46
3.3.1.	Rotina Clínica	46
3.3.2.	Especificação da LC utilizada	47
3.3.3.	Acuidade Visual	49
3.3.4.	Topografia Corneal	49
3.3.5.	Aberrometria	50
3.3.6.	Refração Periférica	52
3.3.7.	Eletrofisiologia Multifocal	53
3.3.7.1.	Protocolo Clínico do mfERG	55
3.4.	Análise Estatística	57
4	RESULTADOS.....	59
4.1.	Acuidade Visual	59
4.2.	Parâmetros da Topografia Corneal	60
4.3.	Aberrações de Alta Ordem (HOA)	64
4.4.	Refração Periférica	66
4.5.	Resposta Eletrofisiológica da Retina	73
4.5.1.	Componentes N1, P1, N2 e P2 da onda mfERG.....	73
4.5.2.	Análise das componentes CD e CI da onda mfERG	77
5	DISCUSSÃO	81
5.1.	Acuidade Visual	81
5.2.	Topografia Corneal	81
5.3.	Aberrações de Alta Ordem	82
5.4.	Refração Periférica	82
5.5.	Resposta Eletrofisiológica da Retina	83
6	CONCLUSÕES	86
7	PERSPETIVAS FUTURAS	87
8	BIBLIOGRAFIA	88
9	ANEXOS.....	96

ABBREVIATURAS, ACRÓNIMOS E UNIDADES

Esf	Valor da esfera
C	Valor do cilindro
θ	Eixo do cilindro
D	Dioptrias
M(0)	Equivalente Esférico
J0	Componente do Astigmatismo nos Meridianos Horizontal e Vertical
J45	Componente do Astigmatismo nos Meridianos Oblíquos (45° e 135°)
cm	Centímetros
mm	Milímetros
μm	Micrómetros
V	Volts
nV/deg²	Nanovolt por Grau ao Quadrado
s	Segundos
ms	Milissegundos
°	Graus
LC	Lente de Contacto
LCH	Lente de Contacto hidrófila
LC RGP	Lente de Contacto Rígida de Gás Permeável
Ortho-K	Ortoqueratologia
LCM	Lente de Contacto Multifocal
CLDF	Contact Lens Dual Focus
FDA	Food and Drug Administration
Rx	Refracção
DD	Desenho Dominante
ADD	Adição
AV	Acuidade Visual
HDCVA	Acuidade Visual de Alto Contraste
LDCVA	Acuidade Visual de Baixo Contraste
EDTRS	Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study
VP	Visão de Perto

Flat (K)	Curvatura Corneal do Meridiano Mais Plano
Steep (K)	Curvatura Corneal do Meridiano Mais Curvo
Flat (e)	Esfericidade do Meridiano Mais Plano
Steep (e)	Esfericidade do Meridiano Mais Curvo
SAI	Índice de Assimetria da Superfície
SRI	Índice de Regularidade da Superfície
RMS	Root Mean Square
LOA	Low Order Aberrations
HOA	High Order Aberrations
ISCEV	Sociedade Internacional para Eletrofisiologia Clínica da Visão
ERG	Eletrorretinograma
mfERG	Eletrorretinograma Multifocal
sf-mfERG	Eletrorretinograma Multifocal Slow Flash
gf-mfERG	Eletrorretinograma Multifocal Global Flash
Full-field ERG	Eletrorretinograma de Campo Total
PERG	Eletrorretinograma por Padrões
DISC	Defocus Incorporated Soft Contact
N	Lado Nasal
T	Lado Temporal
CD	Componente Direto
CI	Componente Induzido
R1	Ring 1: Hexágono Central
R2	Ring 2: Segunda Área Concêntrica
R3	Ring 3: Terceira Área Concêntrica
R4	Ring 4: Quarta Área Concêntrica
R5	Ring 5: Quinta Área Concêntrica
Q1	Quadrante 1: Zona corresponde à Retina Nasal Inferior
Q2	Quadrante 2: Zona corresponde à Retina Nasal Superior
Q3	Quadrante 3: Zona corresponde à Retina Temporal Superior
Q4	Quadrante 4: Zona corresponde à Retina Temporal Inferior
N1	Tempo Implícito - Componente Direto (Primeira Deflexão Negativa Inicial)

P1	Amplitude – Componente Direto (Primeiro Pico Positivo)
N2	Tempo Implícito – Componente Induzido (Segunda Deflexão Negativa)
P2	Amplitude – Componente Induzido (Segundo Pico Positivo)
n	Tamanho da Amostra
p	Significância Estatística
DP	Desvio Padrão
Diff	Diferença

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- (A) Imagem ilustrativa de um olho emetrope; (B) Imagem ilustrativa de um olho míope.	18
Figura 2 – Percentagem estimada da prevalência da miopia, para 2020 e 2050, nos diferentes continentes.	19
Figura 3 - (1) Imagem ilustrativa dos perfis periféricos num olho míope, sem correção; (2) Imagem ilustrativa dos perfis periféricos de um olho míope, com correção de lentes oftálmicas; (3) Imagem ilustrativa dos perfis periféricos de um olho míope, com a utilização de LC;.....	21
Figura 4 - Gráfico representativo da percentagem da diminuição da progressão da miopia, em vários estudos com o uso das LC Ortho-K.	24
Figura 5 - Gráfico representativo da percentagem de redução da progressão da miopia.	25
Figura 6 - Imagem esquemática de uma LCM de DD;.....	26
Figura 7 - Gráfico de potência das três LCM com diferentes graduações.	28
Figura 8 - Ilustração representativa de uma LC Duplo Foco;	29
Figura 9 - Mapas de potência refrativa criados a partir das diferenças nas HOA durante o uso de LC.	30
Figura 10 - Gráficos de potência da córnea em função do meridiano horizontal obtido com a relação entre o pré e pós-tratamento para LASIK Padrão, LASIK Personalizado e Ortho-K.	31
Figura 11 - Ilustração representativa de uma LC Duplo Foco.	33
Figura 12 - Gráfico 1: Progressão da miopia (EE). Gráfico 2: Crescimento do comprimento axial.....	34
Figura 13 - Representação do padrão hexagonal com 61 elementos usado no Eletrorretinograma Multifocal, onde o “X” é o alvo de fixação.....	36
Figura 14 - Eléctrodo DTL usado no eletrorretinograma.	38
Figura 15 - Diagrama de uma resposta de mfERG.	39

Figura 16 - Diagrama esquemático da amplitude CD e tempo implícito, amplitude CI e tempo implícito do global flash mfERG.	40
Figura 17 - LC Misight 1 Day.	48
Figura 18 - Escala EDTRS: alto contraste HCDVA (1)); baixo contraste (LCDVA (2)).	49
Figura 19 - Pirâmide dos Polinómios de Zernike (1 ^a à 5 ^a ordem), com respetiva ordem e frequência.	51
Figura 20 - Representação do alvo de fixação para medição da refração periférica.	53
Figura 21 - Esquema de colocação dos elétrodos e distância ao monitor.	54
Figura 22 - Representação esquemática das regiões avaliadas: (A) Por anéis e respetiva área ocupada; (B) Por quadrantes;	56

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Caracterização da Amostra em Estudo	46
Tabela 2 - Especificações técnicas da LC Misight 1 Day	47
Tabela 3 - Área (deg ²) ocupada por cada uma das zonas avaliadas.....	57
Tabela 4 - AV LogMAR (média±DP) medida em condições de alto e baixo contraste.....	59
Tabela 5 - Valores de potência do meridiano plano e curvo, excentricidade e índices de assimetria (SAI e SRI).....	61
Tabela 6 - Valores da potência refrativa corneal para diferentes excentricidades.....	62
Tabela 7 - RMS 2 ^a Ordem a RMS 8 ^a Ordem, referente a 5 mm de diâmetro pupilar.....	65
Tabela 8 - Refração Periférica – Componente M.....	68
Tabela 9 - Refração Periférica - Componente J0	69
Tabela 10 - Refração Periférica - Componente J45	70
Tabela 11- Valores médios e desvios-padrão da amplitude (µV) e tempo implícito (ms) das componentes N1, P1, P2 e N2.....	73
Tabela 12 - Valores médios e desvios-padrão da amplitude (µV) e tempo implícito (ms) dos componentes direto e induzido.....	78

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Representação gráfico dos valores de AV de alto e baixo contraste.....	60
Gráfico 2 - Gráfico das diferenças de potência da córnea em função do meridiano horizontal.....	64
Gráfico 3 - Representação gráfica da RMS 3ª Ordem a RMS 8ª Ordem, referente a 5 mm de diâmetro pupilar.	66
Gráfico 4 – Refração Periférica Relativa medida ao longo do Meridiano Horizontal	71
Gráfico 5 - Refração Periférica Relativa medida ao longo do 1º Meridiano Obliquo.....	71
Gráfico 6 - Refração Periférica Relativa medida ao longo do Meridiano Vertical.....	72
Gráfico 7 - Refração Periférica Relativa medida ao longo do 2º Meridiano Obliquo.....	72
Gráfico 8 - Tempo implícito dos componentes N1, P1, N2 e P2, avaliado por anéis concêntricos	76
Gráfico 9 - Tempo implícito dos componentes N1, P1, N2 e P2, avaliado por quadrantes	77

1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A miopia, é encarada como um problema de saúde pública, tem aumentado drasticamente nas últimas décadas, tornando-se o erro refrativo mais comum nos adolescentes. É, cada vez mais, notória a preocupação em desenvolver métodos de controlo da progressão deste problema refrativo.¹ A miopia com valores dióptricos mais elevados aumenta o risco de problemas de visão patológicos, podendo causar danos irreversíveis.²

Muitos são os fatores sugeridos nos estudos realizados para clarificar os riscos de desenvolvimento da miopia, entre eles fatores ambientais e genéticos^{3,4}, o aumento do tempo dispensado para realização de tarefas de perto⁵, a diminuição das atividades ao ar livre⁶ e o crescimento axial periférico do olho⁷, são as causas mais referidas na avaliação e interpretação da progressão da miopia.⁸

Na última década têm sido desenvolvidas e testadas várias lentes de contacto (LC), com desenhos de potências distintas distribuídas pelas zonas óticas da lente, com resultados que demonstram ser métodos óticos eficazes no controlo da progressão da miopia. Dentro das várias estratégias existentes no controlo da miopia, as LC têm sido o método mais escolhido. Proporcionam excelentes resultados no controlo de progressão da miopia, devido à capacidade redução do desfocado hipermetrópico periférico induzido pelo seu uso.⁹

A retina, define-se como meio ocular elementar no que diz respeito à receção e codificação de imagens, com posterior envio através de impulsos elétricos para o nosso cérebro. As técnicas de eletrorretinografia, onde se inclui a eletrorretinografia multifocal, permitem avaliar o desempenho e funcionalidade dos diferentes componentes celulares da retina, através da medição da atividade elétrica induzida por diferentes estímulos.¹⁰

1.1. Prevalência da Miopia

A miopia caracteriza-se como um erro refrativo no qual os raios de luz, que entram paralelos ao eixo ótico, focam à frente da retina, encontrando-se a acomodação totalmente relaxada (Fig.1). O olho míope resulta de uma córnea mais curva e/ou de um globo ocular mais longo, comparativamente ao olho emetrope.¹¹

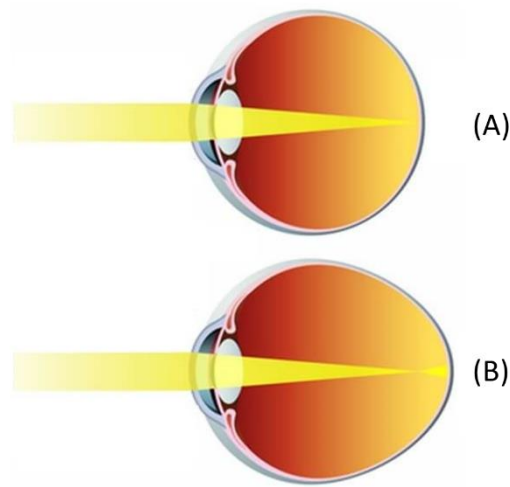


Figura 1- (A) Imagem ilustrativa de um olho emetropo; (B) Imagem ilustrativa de um olho míope. (Nota de Rodapé¹)

Miopias de valores dióptricos elevados estão associados a riscos de perda de visão, e/ou alterações muito graves. São consequentes de um alongamento axial excessivo e em alguns dos casos, essas alterações originam danos irreversíveis. Podem originar alterações estruturais na retina, glaucoma e catarata.^{1,12,13}

Holden *et al.* (2016) estima que, num futuro próximo, 5 bilhões de pessoas até 2050 serão míopes, entre os quais, 1 bilhão chegará a miopias com valores superiores a 5,00D. A sua revisão sistemática foi baseada em dados publicados a partir de 1995, onde estão incluídos 145 estudos. Dos 2,1 milhões de participantes, 22,9% da população mundial tinham miopia e 2,7% apresentavam alta miopia em 2000. As estimativas sugerem aumentos significativos nas prevalências em todo o mundo, previram que até 2050, a percentagem de míopes subirá para 49,8% e a percentagem da população com alta miopia aumentará para 9,8% (Fig. 2). Tendo em conta esta projeção é necessário levar em consideração todas as complicações oculares associadas e preveni-las.

A prevalência nos países asiáticos, especialmente na China é superior a outras áreas geográficas.¹⁴ Países como a China, Japão, República da Coreia e Singapura apresentam aproximadamente 50% de prevalência de miopia.⁸ Nestas regiões, 90% das crianças em idade escolar têm miopia, tendo sido

¹ Adaptado de <https://www.eyeco.com.br/post/miopia>, acessado em janeiro de 2023.

apontado como causa principal o desenvolvimento socioeconómico.¹⁵ Pelo contrário, na Austrália, Europa, América do Norte e do Sul apresentam uma percentagem de prevalência mais baixa.⁸

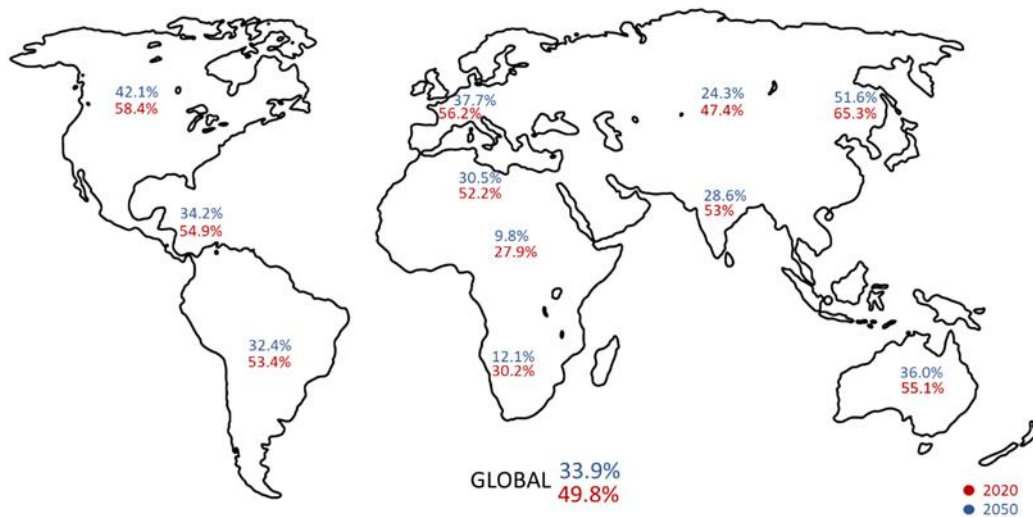


Figura 2 – Percentagem estimada da prevalência da miopia, para 2020 e 2050, nos diferentes continentes.⁸ (Nota Rodapé²)

A prevalência da miopia não é igual em todo o mundo, dependendo da etnia e da localização geográfica. A figura 2 representa a percentagem estimada da prevalência da miopia nos anos 2020 e 2050 no mundo. É notável o aumento geral do número estimado de pessoas com miopia, cerca 15,9%. Este aumento é significativamente maior nos países mais desenvolvidos.⁸

Apesar dos fatores genéticos serem um fator preditor no desenvolvimento da miopia, este crescimento rápido é também consequência de alterações de diversos fatores, destacando-se os fatores ambientais e alteração dos hábitos quotidianos.¹⁶

Wong *et al.*, em 2002, relacionaram vários níveis de educação, atividades e *status* socioeconómico com erros refrativos, numa população adulta. Concluíram que casos com maior nível de escolaridade, realização de maior número de tarefas de visão de perto e maior poder económico, apresentam maior probabilidade de ter comprimentos axiais e câmaras vítreas mais longas, que são

² Adaptado de <https://www.estadosecapitaisdobrasil.com/mapa-mundi/>, acessido em outubro de 2020.

característicos de um olho míope.¹⁷ Em 2013, Y. Y. Lee *et al.* investigaram o impacto independente de potenciais fatores de risco da miopia em jovens-adultos e chegaram à mesma conclusão.¹⁸

1.2. Refração Periférica

A refração periférica tem vindo, cada vez mais, a ser associada à miopia e ao seu desenvolvimento. Sabe-se que os olhos míopes apresentam um desfocado hipermetrópico periférico, sendo este, considerado como um possível fator relevante na progressão do crescimento axial e consequente aumento do erro refrativo.^{19,20} Vários estudos tentam desmistificar e clarificar esta relação entre a refração periférica da retina e a miopia, de forma a conseguir reduzir a progressão da miopia.

O primeiro impulsionador da relação entre a progressão da miopia e a refração periférica foram Hoogerheide *et al.*, em 1971, quando com os seus estudos concluíram que 77% dos jovens pilotos emetropes observados, que possuíam um desfocado hipermetrópico periférico, se viriam a tornar míopes.²¹

X. Chen *et al.*, em 2010, determinaram os erros refrativos periféricos relativos de um grupo de crianças e adultos chineses. Foram avaliadas 40 crianças e 42 adultos, divididos em 4 grupos, miopia moderada (-6,00D a -3,00D), miopia baixa (-3,00D a -0,50D), emetropia (-0,50D a +0,50D) e baixa hipermetropia (+0,50D a +2,00D). Analisaram os erros refrativos centrais e periféricos nos meridianos nasal, temporal, superior e inferior, a 20°, 30° e 40°. Os resultados mostraram uma alteração hipermetrópica relativa, no plano horizontal, no grupo de miopia moderada, sendo esse superior no grupo dos adultos comparativamente com as crianças. Pelo contrário, o grupo da baixa hipermetropia apresentou um desfocado miópico. O grupo emetrope não apresentou diferenças nos erros refrativos periféricos.²²

Em 2012, Backhouse *et al.* comparou a refração periférica de 10 jovens, com miopias compreendidas entre 5.00D e 8.00D. O estudo teve como objetivo comparar as refrações periféricas em jovens não corrigidos, corrigidos com óculos e LC. Inicialmente, sem correção, ambos os grupos apresentavam um desfocado hipermetrópico em relação à fóvea. Após análise, verificou-se um desfocado miópico, particularmente na retina temporal, nos utilizadores de LC, ao contrário dos jovens que usam óculos. (Fig. 3) Assim sendo, concluíram que no caso de a refração da retina periférica poder influenciar a progressão da miopia, essa poderá ser atenuada com o uso de lentes de contacto.²³

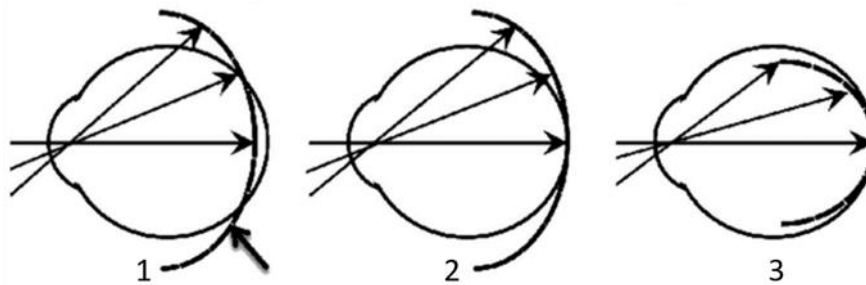


Figura 3 - (1) Imagem ilustrativa dos perfis periféricos num olho míope, sem correção; (2) Imagem ilustrativa dos perfis periféricos de um olho míope, com correção de lentes oftálmicas; (3) Imagem ilustrativa dos perfis periféricos de um olho míope, com a utilização de LC; Adaptado de Cooper & Tkatchenko (2018)²⁴

Queirós *et al.*, em 2010, avaliaram a refração central e periférica, após o uso de ortoqueratologia de 28 indivíduos. Estes, concluíram que o tratamento da *Ortho-K* inverte o padrão de refração periférica, na refração equivalente esférica, produzindo uma redução míope dentro dos 25° centrais nasal e temporal e uma tendência miópica além dos 25° até 35°, na retina temporal.²⁵

No ano de 2020, Fedtke *et al.* compararam os perfis de refração periférica ao longo de três meridianos do campo visual de 16 LC (monofocais, bifocais e multifocais). No estudo participaram 44 jovens-adultos com idades entre 18 e 35 anos, corrigidos com a melhor refração para visão de longe. Concluíram que diferentes tipos de LC, produzem diferentes perfis de refração periférica e de aberração esférica, ao longo dos diferentes meridianos do campo visual.²⁶

1.3. Técnicas de controlo da progressão da Miopia

O aumento exponencial da progressão da miopia tem sido alvo de muitos estudos. Considerando as informações atuais, os métodos de controlo da progressão da miopia passam pela subcorreção ótica, lentes oftálmicas bifocais e progressivas, lentes de contacto multifocais (LCM), lentes de contacto rígidas de gás permeável (LC RGP), *Ortho-K* e uso de fármacos.²⁴

Um estudo, em Singapura, relatou que os adolescentes que gastam mais de 20,5 horas por semana, a ler e a escrever, têm maior probabilidade de desenvolver miopia.²⁷ Ghosh *et al.*, em 2014,

sugeriram a razão pela qual as tarefas de visão de perto aumentam o comprimento axial. Este aumento deve-se à influência combinada de fatores biomecânicos (força do músculo extraocular e contração do músculo ciliar) associados ao olhar para baixo aquando da realização de tarefas de perto.²⁸

Em 2011, Woodman *et al.*, investigaram o efeito do comprimento axial num grupo de 40 indivíduos sujeitos a um determinado tempo em trabalho de visão de perto (VP). Avaliaram jovens-adultos, saudáveis, com idades compreendidas entre os 18 e 33 anos. Dos quarenta participantes faziam parte míopes e emetropes. O comprimento axial foi medido antes e imediatamente após uma tarefa de perto de 30 minutos e novamente 10 minutos após o término da tarefa de VP. O grupo das pessoas emetropes, no início do estudo, apresentava um comprimento axial médio de 23,87mm em comparação com o grupo das pessoas míopes que registou um comprimento axial médio maior (24,64mm). Após um período de trabalho de VP o comprimento axial médio aumentou, em ambos os grupos, no entanto o grupo das pessoas míopes registou o dobro do aumento (0,020mm) quando comparados ao grupo das pessoas emetropes.²⁹

Lin *et al.*, no ano de 2014, avaliaram a relação entre trabalho em VP, atividades ao ar livre e erro refrativo, em crianças em idade escolar em Pequim, através de um questionário. Verificaram que as crianças que passavam mais tempo ao ar livre tendiam a ter menos miopia. Neste estudo o equivalente esférico do erro refrativo foi significativamente associado ao tempo gasto em atividades ao ar livre.³⁰

A subcorreção da miopia foi um procedimento utilizado por muitos anos. O objetivo era provocar uma desfocagem miópica e reduzir o esforço acomodativo nas atividades de visão de perto. No entanto, dados de estudos clínicos prospetivos sugerem que pode resultar numa aceleração da progressão da miopia.³¹ Adler & Millodot, em 2006, avaliaram o impacto da subcorreção na progressão da miopia em crianças. O estudo envolveu 48 crianças, 23 crianças corrigidas corretamente e 25 crianças foram subcorrigidas num valor de +0,50 D. No grupo subcorrigido, verificou-se um aumento da miopia, mas não significativo em comparação com as crianças corrigidas corretamente. Este estudo apoia a evidência de que a subcorreção não é eficaz para diminuir a taxa de progressão miópica de início precoce.³²

Em 2000, Fulk *et al.* avaliaram a eficácia do uso de óculos bifocais na progressão da miopia. Participaram 82 crianças, com idades compreendidas entre 6 e 12 anos e com endoforia em visão de perto. No final do seu estudo, após avaliação da progressão da miopia, verificaram uma menor progressão, em média 0,25D, no grupo que usava os óculos bifocais em comparação com o grupo que usava óculos monofocais.³³ Por sua vez, em 2002, Edwards *et al.* determinaram se o uso de óculos

progressivos reduz a progressão da miopia. Foram avaliadas crianças com idades entre os 7 e 10 anos, com equivalente esférico (EE) compreendido entre -1,25D e -4,50D. As crianças foram distribuídas por dois grupos, as que usaram lentes oftálmicas progressivas e as que usaram lentes oftálmicas monofocais (grupo controlo). Apesar do aumento da miopia e do crescimento axial não foram registadas diferenças significativas entre os grupos. Desta forma, não encontraram evidências de que as lentes progressivas tenham reduzido a progressão da miopia.³⁴

Katz *et al.*, em 2003, avaliaram se o uso das LC RGP pode reduzir a progressão da miopia. Estudaram 428 crianças em idade escolar (6-12 anos) por um período de dois anos. Não encontraram diferenças estatisticamente significativas no aumento do erro refrativo e no crescimento axial, comparando o grupo que usou LC RGP com o grupo controlo (óculos).³⁵ Um ano mais tarde, Walline *et al.* também compararam os efeitos das LC RGP e LC hidrófilas na progressão da miopia. Foram avaliadas 116 crianças, com idades entre os 8 e 11 anos. Verificaram uma redução na progressão da miopia nas crianças que usaram as LC RGP em comparação com o grupo que usou LC hidrófilas. No entanto, não houve diferenças estatisticamente significativas relativamente ao crescimento axial. A diminuição da progressão da miopia não é acompanhada pela redução do comprimento axial.³⁶

Em 2013, Walline *et al.* procuraram determinar a progressão da miopia e o crescimento do comprimento axial. O estudo envolveu crianças, entre os 8 e 11 anos de idade, utilizadoras de LCM com adição de +2,00D (*Proclear Multifocal "D"*). A progressão da miopia reduziu em 50% e o crescimento do comprimento axial obteve uma redução de 29%, num período de 2 anos, em comparação com o grupo controlo (LC *Acuvue 1 Day*).³⁷ Por sua vez, Anstice & Phillips, em 2011, testaram a eficácia de uma LC de duplo foco na redução da progressão da miopia. Neste estudo participaram 40 crianças, com idades compreendidas entre os 11 e 14 anos. A lente em estudo possuía uma zona central de correção e zonas de tratamento concêntricas que produziam uma desfocagem retiniana miópica de 2D. O grupo de controlo usou uma LC monofocal com parâmetros iguais, mas sem zonas de tratamento. No total, 70% das crianças, registaram uma redução da miopia em 30% ou mais, nos utilizadores da LC de duplo foco, em comparação com o grupo de controlo.³⁸

Charm & Cho, no ano de 2013, avaliaram a eficácia da ortoqueratologia na redução da progressão da miopia em comparação com óculos. Crianças com miopias altas (-5,00D a -5,75D) foram as seleccionadas para o estudo. Concluíram que a técnica *Ortho-K* diminui a progressão de miopias altas,

registando uma redução de 63% (Fig. 4) no crescimento do comprimento axial, em comparação com o grupo que usava óculos.³⁹

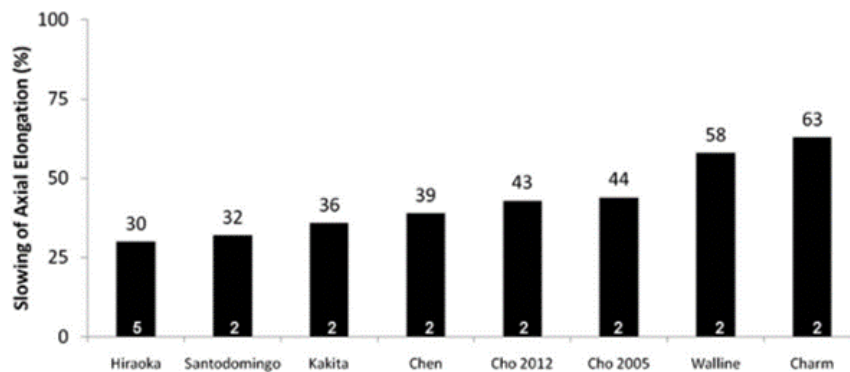


Figura 4 - Gráfico representativo da percentagem da diminuição da progressão da miopia, em vários estudos com o uso das LC Ortho-K. Adaptado de Walline (2016).⁴⁰

Chia *et al.*, em 2012, observaram os efeitos de doses mais baixas de atropina para determinar a sua eficácia no controlo da progressão da miopia.⁴¹ Num estudo anterior, realizado no ano de 2006, Chua *et al.* concluíram que a atropina a 1% era eficaz no controlo da progressão miope, no entanto apresentava efeitos colaterais visuais resultantes de midríase, perda de acomodação e desfocagem em visão de perto.⁴² O objetivo do estudo mais recente era comparar a eficácia, reduzindo os efeitos colaterais causados pela percentagem de atropina avaliada anteriormente. Num total de 400 crianças, com idades entre os 6 e 12 anos, foram sujeitas a três doses de atropina, 0,5%, 0,1% e 0,01%. No final do estudo, verificaram que a atropina 0,01% tem efeitos colaterais mínimos, comparativamente com 0,1% e 0,5%, mantendo a sua eficácia.⁴¹

Em 2016, Huang *et al.* consideraram o uso de LC com desenhos óticos para induzir um desfocado miópico e a ortoqueratologia, como sendo tratamentos de maior eficácia comparativamente ao uso de óculos.⁴³ A Fig. 5 compara as diferentes técnicas de controlo da miopia, destacando a eficácia das lentes de contacto, ortoqueratologia e atropina.

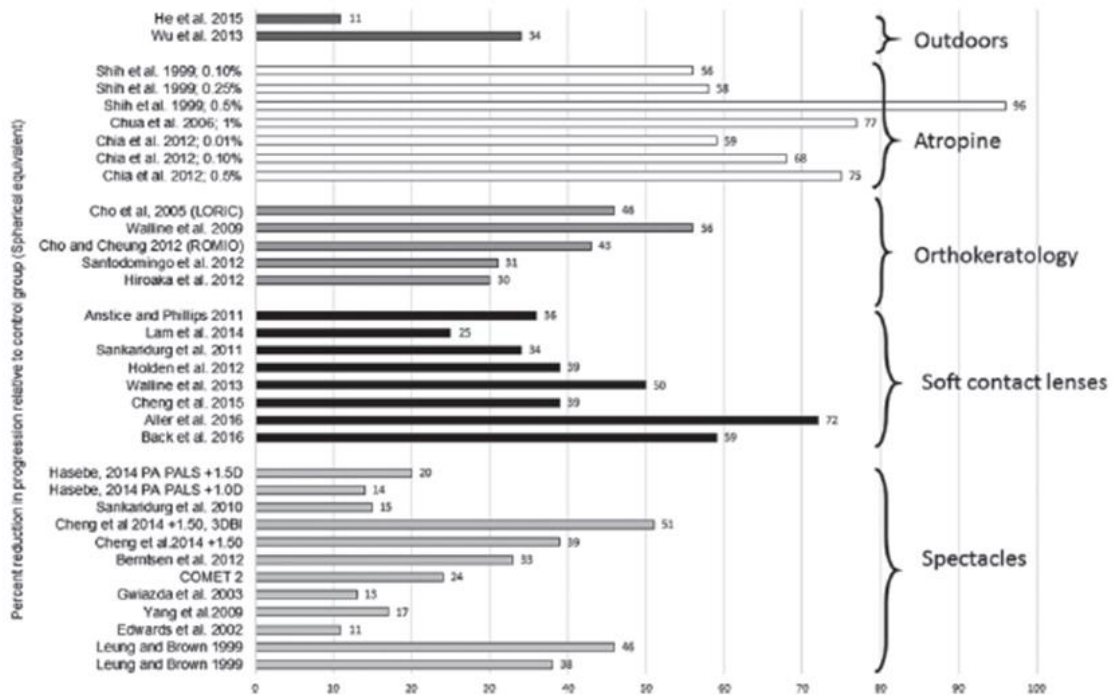


Figura 5 - Gráfico representativo da percentagem de redução da progressão da miopia.⁴⁴

1.4. Lentes de Contacto

1.4.1. Lentes de Contacto Multifocais

O princípio base do uso de LC multifocais de desenho dominante (DD) (Fig.6), no controle da progressão da miopia define-se pela possível indução de um desfocado miópico no padrão de refração periférica.⁴⁵

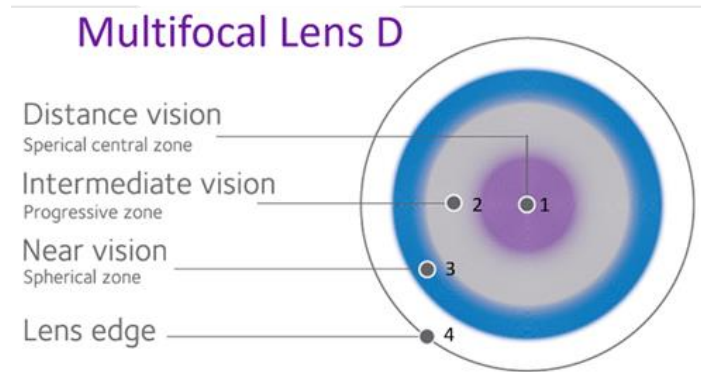


Figura 6 - Imagem esquemática de uma LCM de DD; (1) Zona de correção para visão de longe; (2) Zona progressiva, destinada para visão intermédia; (3) Zona de correção para visão de perto; (4) Bordo da lente de contacto; (Nota de Rodapé³)

Schulle *et al.*, em 2018, determinaram a subcorreção necessária para obter a melhor acuidade visual em adaptação de LCM de DD em crianças míopes. O estudo envolveu crianças dos 7 aos 11 anos e a lente utilizada foi a LC *Biofinity* Multifocal DD, com adição de 2,50D (Fig. 5). Na maioria, foi necessário um reajuste na correção, com variações entre -0,50D e -0,75D, no entanto no final do estudo as crianças alcançaram uma boa acuidade visual em visão de longe.⁴⁶

É possível adquirir acuidade visual normal, mesmo quando é induzido um desfocado miópico na retina periférica, em simultâneo. Desta forma, torna-se possível diminuir a progressão da miopia, sem comprometer a visão.⁴⁶

Em 2011, P. Sankaridurg *et al.* estudaram a hipótese da redução do desfocado hipermetrópico periférico relativo, através de uma LCM (RC 8,6/ D 14,2, *Lotrafilcon B*), para a redução da progressão da miopia. O estudo teve a duração de 12 meses, nesse período avaliaram crianças com idades compreendidas entre os 7 e 14 anos. Verificaram uma redução no aumento do erro refrativo em 36% no grupo que usava as novas LC, em comparação com o grupo que usou óculos. Relativamente ao crescimento axial existe uma redução em 33% no grupo que usou LC. Estes dados apoiam a hipótese de que a redução do desfocado hipermetrópico periférico reduz a progressão da miopia.⁴⁷

³ Adaptado de <https://coopervision.com/practitioner/our-products/contact-lens-technology/balanced-progressive-technology>, acessado em abril de 2020.

Lopes-Ferreira *et al.*, em 2011, caracterizaram a refração central e periférica através do meridiano horizontal do campo visual. O estudo foi realizado com e sem uma LC multifocal de DD com diferentes adições (ADD) (+1,00 D a +4,00 D) em 20 pacientes emetropes. Concluíram que as LC multifocais de DD com as adições mais altas são capazes de alterar o perfil refrativo periférico, nos olhos emetropes, aumentando a miopia periférica relativa. Apenas as adições +3,00D e +4,00D geraram uma mudança significativa no padrão de refração periférica comparativamente com a refração central. No entanto, determinaram que a LC com adição de +3,00D é a melhor opção devido ao desfocado miópico induzido. Contudo, estes resultados podem não ser considerados em indivíduos míopes, pois o estudo foi referente a um grupo de pacientes emetropes, que apresentam perfis de refração distintos.⁴⁸

No ano de 2020, Walline *et al.* determinaram se as lentes de contacto multifocais reduzem a progressão da miopia em crianças, e se as LC com ADD alta (+2,50 D) têm mais eficácia do que as LC com ADD média (+1,50 D). Analisaram um total de 294 crianças, entre os 7 e 11 anos, com miopia entre as 0,75D e 5,00D. Aleatoriamente distribuíram LC monofocais, LCM com ADD média e LCM com ADD alta para as crianças usarem por um período de 3 anos. As LC utilizadas neste estudo foram *Biofinity*, *Biofinity* Multifocal (D) com adição de 1,50D e *Biofinity* Multifocal (D) com adição de 2,50D. Afinal dos três anos, as LCM com ADD alta, tiveram uma progressão de miopia de -0,45D e crescimento axial de 0,23mm em comparação com as LC monofocais. Comparando com o grupo das LCM com ADD média a progressão da miopia diminuiu 0,29D e o crescimento do comprimento axial reduz 0,16mm. Concluíram que as lentes de contacto multifocais com adição de 2,50D reduzem significativamente a progressão da miopia em comparação com as duas lentes de contacto estudadas.⁴⁹

Todos os tipos de LCM testadas para a redução da progressão da miopia relataram uma eficácia de aproximadamente 35% – 45% .^{38,37}

Nti *et al.*, em 2021, determinaram os perfis de potência de lentes de contacto multifocais que estão a ser prescritas para reduzir a progressão da miopia. Analisaram três LCM, *Biofinity* Multifocal D (ADD 2,50), *Proclear* Multifocal D (ADD 2,50) e *NaturalVue* Multifocal, com potências entre -1,00D a -6,00D. Todas as LCM de desenho DD estudadas mostraram um aumento significativo na potência positiva do centro ótico em direção ao bordo da lente de contacto, como pode ser observado na Fig. 7.⁵⁰

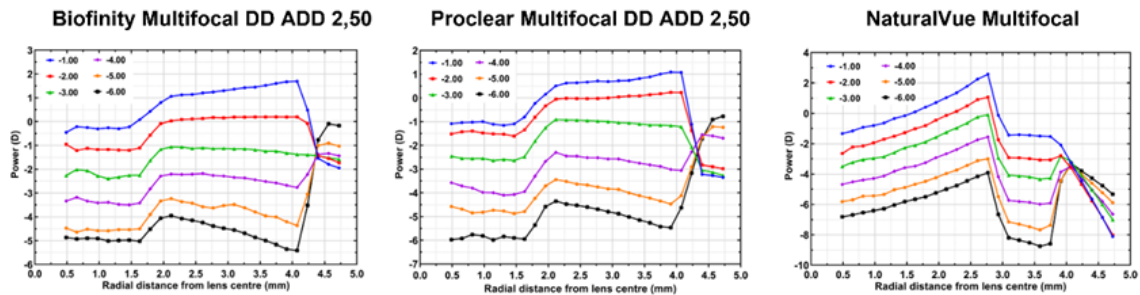


Figura 7 - Gráfico de potência das três LCM com diferentes graduações.⁵⁰

O aumento na potência positiva em direção à periferia da lente de contacto é evidente para as lentes de contacto com -1,00D e -2,00D, ao contrário das LC com -4,00D, -5,00D e -6,00D que mostraram uma redução da potência positiva em direção ao bordo. Isto acontece uma vez que o pico da potência adicional está localizado mais periféricamente na lente de contacto com -1,00D e -2,00D e mais perto do centro da LC nas lentes de contacto com miopias mais altas. O aumento da potência positiva que se verifica nas lentes de contacto com miopia mais reduzida é mais benéfico para o sucesso da redução da progressão da miopia, uma vez que a desfocagem periférica miópica aumenta. Este estudo mostra que os perfis de potência das LCM não dependem apenas do *design* da lente, podendo variar com a potência da lente. Essas diferenças podem afetar a desfocagem periférica induzida pela lente e, portanto, alterar o desempenho visual.⁵⁰

1.4.2. Lentes de Contacto Bifocais (Duplo Foco)

Lam *et al.*, em 2014, determinaram se o uso de lentes “Defocus Incorporated Soft Contact” (DISC) diminui a progressão da miopia em crianças. A LC DISC tratava-se de uma lente de contacto bifocal. Composta por vários anéis concêntricos, com uma zona de correção no centro da LC e uma série de zonas alternadas de desfocagem (2,50D) e correção (Fig.8). Este tipo de design permite induzir uma desfocagem periférica miópica e manter uma boa visão de longe, em simultâneo. As crianças foram aconselhadas a usar as LC por um período de 5 a 10 h/dia e pedidas a usar os óculos após o uso das lentes de contato. Ao longo dos 2 anos, a progressão média da miopia e o crescimento axial foi menor no grupo DISC do que no grupo controlo, cerca de 25% e 31%, respetivamente. Em conclusão, a

progressão da miopia e o crescimento axial foram reduzidos pelo uso das LC DISC. A redução da progressão da miopia pode chegar aos 46% se as LC DISC forem utilizadas pelo menos 5h/dia.⁵¹

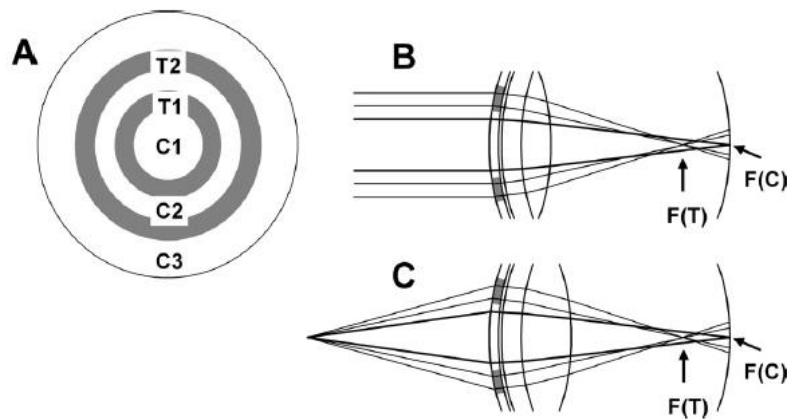


Figura 8 - Ilustração representativa de uma LC Duplo Foco; (A) A letra “C_x” corresponde às zonas de correção e as zonas de tratamento são representadas pela letra “T_x”; (B) Na visualização de objetos à distância, a zona de correção “F(C)” está no plano focal da retina enquanto a zona de tratamento “F(T)” encontra-se antes da mesma, induzindo um desfocado miópico. (C) Na realização de tarefas de perto, a zona de correção “F(C)” mantém-se no plano focal da retina e as zonas de tratamento “F(T)” continuam a induzir um desfocado miópico.³⁸

Anos mais tarde, também Aller *et al.* estudaram a progressão da miopia com LC bifocais durante 12 meses. O estudo envolveu 78 adolescentes, com idade média de 13,6 anos. Concluíram que as LC bifocais têm maior eficácia na redução da progressão da miopia quando comparadas às LC hidrófilas (LCH) de visão única. Obtiveram uma redução geral da progressão da miopia de 72% e 80% de redução do crescimento axial.⁵²

A modelagem de lentes de contacto de duplo foco com centro de distância em olhos esquemáticos, mostrou que essas lentes mudam a aberração esférica primária (Z_0^4) de forma mais positiva quando medida em uma pupila de 3 mm. No entanto, quando analisada numa pupila de 4 mm a aberração esférica primária (Z_0^4) tornou-se negativa. Esse valor tornou-se ainda mais negativo numa pupila de 5 mm.⁵³

Os efeitos produzidos pelos diferentes designs de lentes de contacto nas aberrações de alta ordem são semelhantes, no entanto, existem algumas diferenças notáveis. Como podemos observar na figura 9, a distribuição da potência refrativa é semelhante nas três lentes, no entanto a localização das potências refrativas dentro do diâmetro pupilar varia. Essa variação ocorre com o aumento da potência refrativa em direção à periferia das LC multifocais e duplo foco quando comparadas com as lentes de contacto monofocais. O que torna consistente as diferenças na aberração esférica primária (Z_0^4) entre essas lentes.⁵⁴

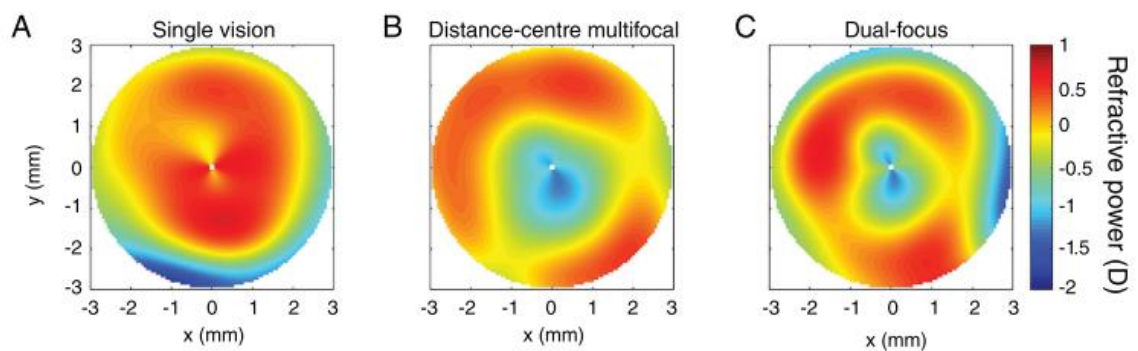


Figura 9 - Mapas de potência refrativa criados a partir das diferenças nas HOA durante o uso de LC.⁵⁴

Em 2017, Kim *et al.* também avaliaram o perfil ótico de várias lentes de contacto multifocais e observaram que algumas delas, incluindo a Biofinity Multifocal possuem quantidades variáveis de aberração esférica (Z_4^0) que dependem da sua potência.⁵⁵

1.4.3. Ortoqueratologia

A ortoqueratologia é uma técnica reversível que permite corrigir o erro de refração, alterando a forma da córnea através de LC.⁵⁶ Esta técnica foi introduzida pela primeira vez nos anos 60 e inicialmente eram constituídas por um plástico rígido que impedia a passagem de oxigénio.⁵⁷ Desta forma, foi necessária uma grande evolução com o intuito de melhorar todos os pontos negativos desta prática. As alterações basearam-se no material escolhido para o fabrico das lentes *Ortho-K*, de modo a aumentar a permeabilidade ao oxigénio, melhorando o conforto e segurança na sua utilização noturna.⁵⁸

Atualmente, são usadas LC RGP de geometria inversa que tornam a correção do erro refrativo mais previsível e eficiente do que as LC RGP tradicionais.⁵⁹ O erro de refração é corrigido pelo achatamento noturna da córnea, sob pressão física de uma zona ótica mais plana que a sua curvatura.⁶⁰

Cho *et al*, em 2005, realizaram o primeiro ensaio clínico, em 35 crianças, onde verificaram uma redução no M(0) e no crescimento axial no grupo que usava *Ortho-K*. A alteração dos comprimentos axiais foi notória, verificando-se uma diferença de quase metade entre os grupos. O crescimento axial do grupo controlo foi 0,54mm enquanto o grupo *Ortho-K* registou um aumento de 0,29mm. Desta forma, conseguiram mostrar como a ortoqueratologia é eficaz na redução da progressão da miopia. No entanto, a falta de correlação entre a redução dos comprimentos axiais com o achatamento da córnea, indica que o crescimento axial do olho nada tem a ver com as alterações na curvatura da córnea, não sendo possível prever o seu efeito.⁶¹

Anos mais tarde, Queirós *et al*. compararam os valores das topografias corneanas em 3 situações (LASIK Padrão, LASIK Personalizado e Ortoqueratologia). Avaliaram 122 pacientes míopes com graduação entre -1,00D e -4,25D. Os resultados deste estudo mostram diferentes alterações na potência da superfície anterior da córnea. Essas alterações são verificadas nas diferentes opções de tratamento, desde o centro da córnea em direção à zona periférica. Após os tratamentos refrativos a potência da córnea diminui na zona central e aumenta na zona paracentral (Fig.10).⁶²

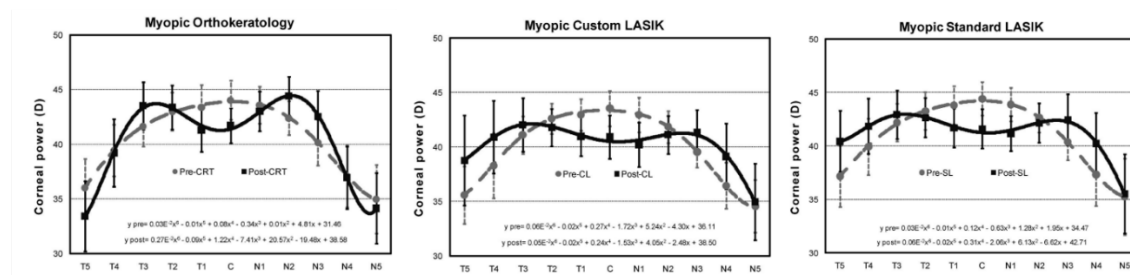


Figura 10 - Gráficos de potência da córnea em função do meridiano horizontal obtido com a relação entre o pré e pós-tratamento para LASIK Padrão, LASIK Personalizado e Ortho-K.⁶²

Batres *et al.*, em 2020, avaliaram as mudanças na resposta acomodativa e na aberração esférica interna em crianças míopes com LC Ortho-K. Para este estudo foram recrutadas 50 pacientes, com idades compreendidas entre os 8 e 17 anos. No presente estudo, todas as alterações aberrométricas na córnea foram obtidas na superfície anterior, não encontraram alterações significativas na superfície posterior durante os primeiros 3 meses de uso das LC Ortho-K. Concluíram que a superfície posterior da córnea aparenta não ser afetada pelo uso das LC Ortho-K e que as alterações da córnea ocorrem apenas na superfície anterior. Verificaram uma diminuição significativa da aberração esférica interna, sugerindo que essa diminuição era provocada pela lente. Relativamente às aberrações de alta ordem, houve um aumento significativo da aberração esférica de 4ª ordem. As aberrações da córnea variam significativamente com o uso das LC Ortho-K, aumentando as HOA. Esta situação verifica-se devido ao achatamento que a córnea sofre.⁶³

Um estudo no Japão, ocorreu durante 5 anos, onde foram avaliadas 59 crianças entre os 8 e 12 anos de idade. Analisaram a eficácia a longo prazo da ortoqueratologia e verificaram um aumento do comprimento axial mais reduzido no grupo *Ortho-K*, em comparação com o grupo de controlo que usava óculos. Mais uma vez, verifica-se uma redução na progressão da miopia, embora que ainda esteja por definir a duração e a idade inicial, ideais para o tratamento.⁶⁴

Vários são os estudos que comprovam os resultados positivos referentes ao controlo da progressão da miopia através do tratamento ortoqueratológico.⁹ Desta forma, existe interesse em avaliar potenciais fatores, associados a um maior ou menor eficácia do mesmo. T. T. Lee & Cho, em 2010, observaram o desfecho da interrupção do tratamento ortoqueratológico, nas possíveis alterações em erros refrativos e crescimento do comprimento axial. A criança usava lentes *Ortho-K* há mais de dois anos e após o abandono desse tratamento, iniciou o uso de óculos para correção da miopia. O aumento do comprimento axial deu-se a uma velocidade superior, quando comparado com o período que usava as lentes *Ortho-K*.⁶⁵

1.5. Lentes de Contacto *Misight*

A lente de contacto hidrófila *Misight 1 Day*, foi a 1ª LC aprovada pela FDA para o controlo de progressão da miopia especialmente em crianças, e tem como grande vantagem o seu uso diário, permitindo assim uma melhor segurança e higiene. A LC *MiSight* é uma lente multizona de anéis

concêntricos, possui um conteúdo de água de 60%, 14,2mm de diâmetro e uma zona de tratamento de +2,00D.⁶⁶ (Nota de Rodapé⁴)

Possui uma zona de correção central de 3,36mm, rodeada de uma série de zonas concêntricas de tratamento e correção, alternadas (Fig.11). Possui uma zona ótica de 11,6mm com quatro zonas de correção e tratamento, alternadamente. As zonas de correção realizam a correção do erro refrativo e as zonas de tratamento produzem um desfocado miópico de 2,00D. As lentes de contacto *Misight 1 Day* possuem anéis concêntricos de potência positiva relativa, ao contrário das LC multifocais DD que se caracterizam pelo aumento progressivo da potência positiva em relação à periferia da LC.^{67,68}

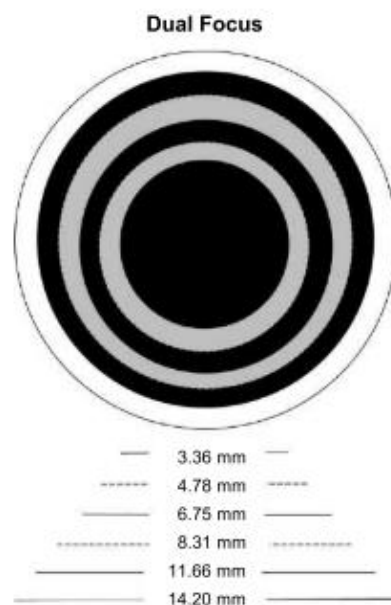


Figura 11 - Ilustração representativa de uma LC Duplo Foco, adaptado de Kollbaum *et al.* (2013).⁶⁹

Em 2018, Ruiz-Pomeda *et al.* testaram a eficácia das LC *Misight 1 Day* no controlo da progressão da miopia e crescimento axial em comparação com o uso de óculos monofocais durante 2 anos. Analisaram crianças europeias, com idades entre 8 e 12 anos, com miopia (-0,75 a -4,00D) e

⁴ www.coopervision.pt/lentes-de-contacto/misight-1-day, consultado em março de 2020.

astigmatismo ($<-1,00D$). As lentes de contato *MiSight 1 Day* foram usadas 7 a 15 horas por dia, de segunda-feira a sexta-feira. No final do estudo o grupo *MiSight 1 Day* teve uma progressão de miopia mais reduzida que o grupo que usou óculos, uma diferença de 39,32%. O crescimento do comprimento axial também foi dispar nos diferentes grupos. O grupo das LC *MiSight 1 Day* registou um aumento no comprimento axial de 0,28mm e 0,44mm no grupo controlo, uma diferença de 36,04%. Essas diferenças podem ser observadas na figura 12. O uso de lentes de contato *MiSight 1 Day* reduziu a progressão da miopia e o crescimento do comprimento axial.⁶⁸

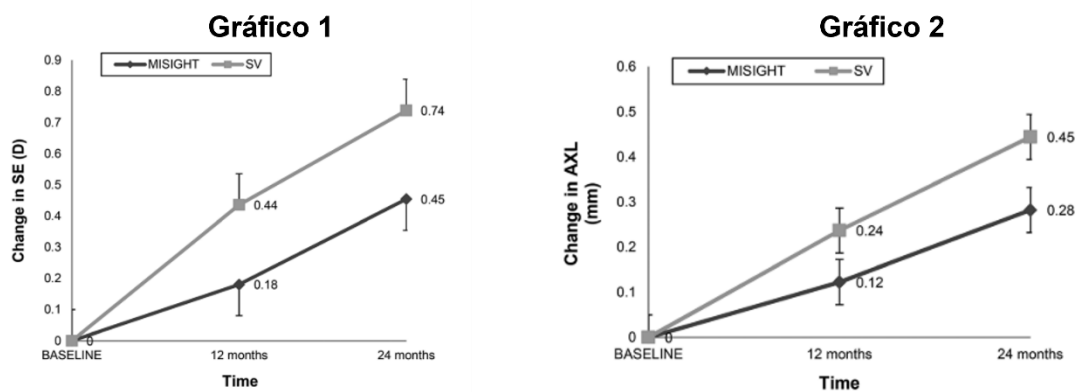


Figura 12 - Gráfico 1: Progressão da miopia (EE). Gráfico 2: Crescimento do comprimento axial.⁶⁸

Por sua vez, Chamberlain *et al.*, em 2019, quantificaram a eficácia das LC *MiSight* para reduzir a progressão da miopia. Avaliaram crianças míopes, com idades entre os 8 e 12 anos de idade, sem nunca terem usado LC. Apenas 75,5% dos indivíduos finalizaram o estudo (53 indivíduos com LC *MiSight*, 56 indivíduos com LC *Proclear 1 Day*, grupo de controlo). Após análise dos resultados do ensaio clínico, aleatório, com a duração de 3 anos, concluíram que uso das LC *MiSight* são eficazes no controlo da progressão da miopia. Verificaram que as alterações no erro refrativo e aumento do comprimento axial, foram menores quando comparadas com os resultados do grupo de controlo. A miopia reduziu 59% em relação ao grupo controlo e o crescimento axial obteve uma redução de 52%, inferior no grupo que usava LC *MiSight* em comparação com LC *Proclear 1 Day*.⁷⁰

Pauné *et al.*, em 2016, avaliaram o desempenho de uma lente de contacto projetada para produzir uma desfocagem miópica periférica. O estudo envolveu uma população universitária espanhola,

avaliaram 59 jovens, entre os quais 29 eram do sexo masculino e 30 do sexo feminino. As idades estavam compreendidas entre os 18 e os 25 anos. Todos os indivíduos para ser integrados no estudo deveriam apresentar um equivalente esférico entre -0,50D e -7,50D, com astigmatismo inferior a -0,75D. Concluíram que, para além desta lente induzir um desfocado miópico na refração periférica, particularmente na retina temporal houve também um aumento das aberrações de alta ordem, nomeadamente da aberração comática.⁷¹

Um ano mais tarde, Pomedá *et al.* compararam a qualidade de vida relacionada com a visão das crianças que usam óculos ou a LC *Misight*. Foram avaliadas crianças com idades compreendidas entre os 8 e 12 anos. Realizaram um questionário de perfil de erro refrativo aos 12 e 24 meses, para avaliar as suas respostas. As perguntas basearam-se no conforto em visão de longe e/ou perto, sintomas, aparências, satisfação, atividades e desempenho escolar. No geral, o grupo que usou a LC *Misight* obteve respostas, significativamente, melhores. Por essa razão, concluíram que o uso da LC *Misight* desenhada para controlar a progressão da miopia, melhora a qualidade vida quando relacionada com o uso de óculos.⁶⁷

1.6. Resposta Eletrofisiológica da Retina

A eletrofisiologia visual é uma ferramenta extremamente útil para avaliar a integridade funcional de vários níveis do sistema visual. A atividade elétrica na retina e na via visual é uma propriedade inerente dos tecidos nervosos - que permanecem eletricamente ativos durante todo o tempo, alterando-se o grau de atividade com diferente estimulação. Quando a luz chega à retina, uma série de respostas elétricas rápidas e bem definidas são evocadas de cada camada celular constituinte de retina e essa resposta elétrica pode ser medida utilizando estratégias e equipamentos adequados. A eletrorretinografia mede, na córnea, um potencial de ação produzido pela retina aquando estimulada por um estímulo de intensidade adequada. É composta por diferentes técnicas, nomeadamente a técnica de *Full-field*, eletrorretinografia *PERG* e a eletrorretinografia multifocal.

1.6.1. Eletrorretinograma Multifocal

O eletrorretinograma de campo total (*Full-field* ERG) avalia instantaneamente toda a resposta da retina quando submetida a um flash total de luz. De forma a superar a limitação gerada pelo *Full-field* ERG, Sutter & Tran, em 1992, introduziram o eletrorretinograma multifocal (mfERG).⁷² Esta técnica permite obter registos simultâneos de múltiplas respostas focais provenientes de diversos locais da retina, como também um mapeamento topográfico preciso da resposta eletrofisiológica local, em vez de uma resposta total. O mfERG é uma ferramenta clínica importante, pois permite a deteção de anomalias de forma mais localizada e permite avaliar separadamente a função central e periférica na retina.⁷³

1.6.1.1. Estímulo mfERG

Na técnica mfERG o paciente observa padrões hexagonais exibidos num monitor (Fig. 13) escalonados em tamanho e em excentricidade, podendo variar entre 61, 103 ou 241 elementos. Cada hexágono é apresentado alternadamente, entre preto e branco, com probabilidade de 50% de mostrar umas das cores., numa sequência *m* pseudoaleatória mantendo o nível de iluminância média durante todo o tempo do exame.⁷³

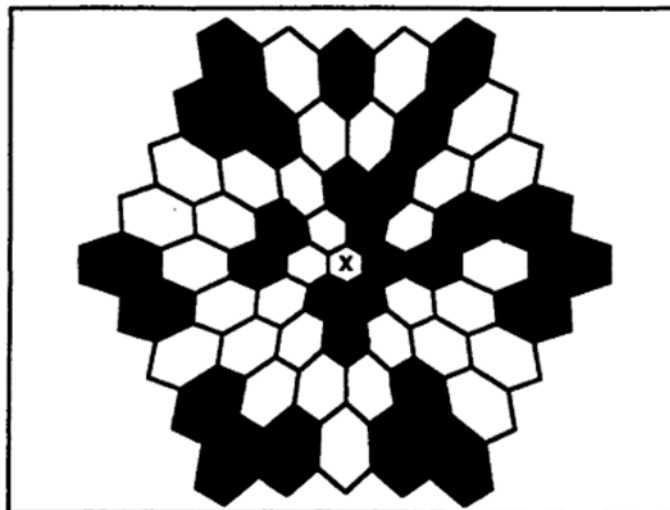


Figura 13 - Representação do padrão hexagonal com 61 elementos usado no Eletrorretinograma Multifocal, onde o "X" é o alvo de fixação.⁷³

O padrão utilizado neste trabalho foi o de 61 hexágonos. Geralmente um estímulo de 61 hexágonos necessita de 4 minutos para a realização do exame e um estímulo de 103 hexágonos requer mais de 8 minutos.⁷⁴

1.6.1.2. Tipo de Eléttodos

A resposta elétrica das distintas áreas da retina é medida através da colocação de elétrodos em diversas localizações dependendo do tipo de exame. No caso do eletrorretinograma (ERG), existem vários tipos de elétrodos e estes devem estar em contacto com a córnea ou perto da conjuntiva bulbar. Podem ser utilizados elétrodos em forma de lente de contacto, folha de ouro e fio condutor. Os elétrodos mais utilizados são os elétrodos *Burian-Allen* e DTL. A escolha dos elétrodos a utilizar é fundamental para garantir a fiabilidade, repetibilidade dos sinais obtidos, menor ruído possível proporcionando o maior conforto ao paciente.⁷⁴

O eléttodo *Burian-Allen* é um eléttodo em forma de lente de contacto, que possui um blefaróstato. Tem a finalidade de reduzir o efeito do pestanejo e dos movimentos oculares no sinal obtido. Para a sua utilização é necessária a colocação de anestésico. A imagem proporcionada pelo eléttodo pode ser desfocada, não devendo ser utilizado na realização do mfERG, uma vez que pode originar respostas de má qualidade.⁷⁵

O eléttodo DTL trata-se de um fio condutor colocado ao longo do fórnix inferior em contacto com a conjuntiva bulbar ou região corneal limbal. Não é necessária a colocação de anestésico, e é mais confortável para o paciente do que o eléttodo *Burian-Allen*. Apesar disso, o pestanejo e os movimentos oculares podem originar uma diminuição na qualidade das respostas obtidas.⁷⁵

O melhor eléttodo é aquele que obtém respostas com maior densidade de amplitude e menor variabilidade. Mohidin *et al.*, em 2014, compararam quatro tipos de elétrodos na aquisição das respostas através do mfERG. Concluíram que o eléttodo em forma de lente de contacto (JET) obtém maior amplitude e menor variabilidade quando comparado com os elétrodos DTL.⁷⁶ Apesar disto, os pacientes preferem os elétrodos DTL, uma vez que são mais confortáveis, por se tratar de um fio de prata ao longo da pálpebra inferior que não entra em contacto com a córnea.⁷⁷

Na fase experimental desta dissertação serão utilizados elétrodos DTL (Fig.14).



Figura 14 - Eléctrodo DTL usado no eletrorretinograma. Adaptado de Byron L (2005).⁷⁵

1.6.1.3. Onda típica do mfERG

A onda típica do mfERG caracteriza-se por uma onda bifásica (também designada por 1^a ordem de Kernel, K1). A forma de onda típica da resposta primária do mfERG é uma onda bifásica com uma deflexão negativa inicial (N1), seguida por um pico positivo (P1). Pode existir uma segunda deflexão negativa (N2) após o pico. (Fig.15) A amplitude de P1 foi medida a partir do vale da primeira onda negativa até o pico da onda positiva. Por sua vez, o tempo implícito foi medido desde o início do estímulo até o primeiro pico de resposta proeminente.⁷⁸

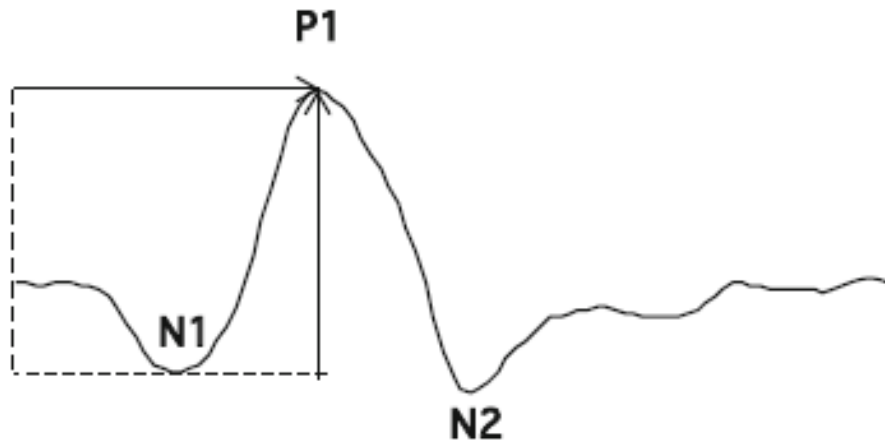


Figura 15 - Diagrama de uma resposta de mfERG, adaptado de Hood *et al* (2011).⁷⁴

As componentes da onda típica do mfERG são influenciadas maioritariamente pela atividade das células bipolares com contribuição dos fotorreceptores e de outras células da retina interna. Tal como a onda-a do ERG *full-field*, N1 resulta da hiperpolarização dos cones e das células bipolares OFF. O mesmo ocorre para a onda-b e P1 que são influenciados essencialmente pela despolarização das células bipolares ON. A resposta da 1ª ordem de *Kernel* similarmente recebe contribuições das células ganglionares e do nervo ótico, respostas essas que são reduzidas. Os potenciais oscilatórios surgem ainda na fase ascendente da onda-b, revelando a resposta das células amácrinas.⁷⁵

1.6.1.4. Estímulo global flash mfERG

O paradigma do *global flash* foi desenvolvido com base na compreensão da teoria do processamento da retina. À medida que a retina é estimulada por uma sequência de eventos de estímulos, são medidas as respostas locais, bem como as interações entre eventos de estímulo consecutivos. O global flash consiste em flashes globais periódicos intercalados com a estimulação multifocal pseudorrandômica da sequência *m*. Pensa-se que este modo de estimulação enfatiza os mecanismos de adaptação da retina. A adaptação retiniana representa o grau em que as respostas da retina são afetadas pela interação com os estímulos a que está sujeita. São descritas como respostas secundárias, não lineares e são baseadas em mecanismos de *feedback* e interações laterais no nível pós-recetor. Como as respostas de adaptação podem envolver múltiplas fases de processamento da retina, assume-se que têm origem predominantemente na retina interna.^{72,79}

Existem duas características distintas da resposta utilizando o paradigma *global flash*: o componente direto (CD) e o componente induzido (CI). A componente CD é a resposta média à estimulação focal, enquanto a componente CI representa o efeito do *focal flash* anterior na resposta ao *global flash* e reflete predominantemente a função da retina interna.⁷⁹ (Figura 16)

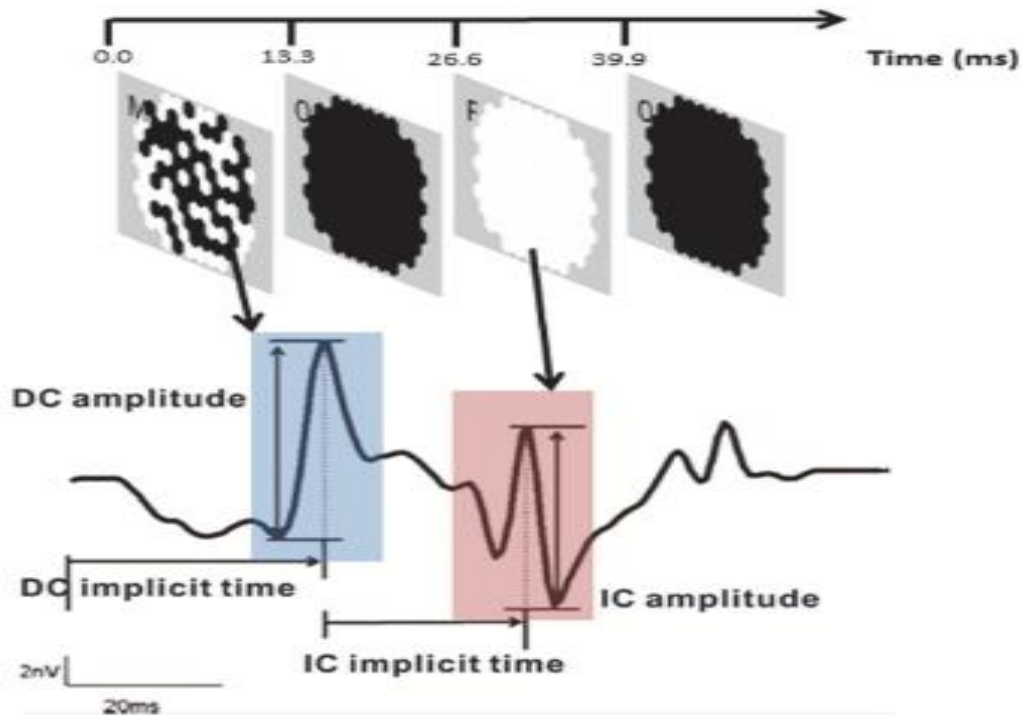


Figura 16 - Diagrama esquemático da amplitude CD e tempo implícito, amplitude CI e tempo implícito do *global flash* mfERG.⁷⁹

1.6.2. Alterações Eletrofisiológicas na Miopia

Estudos anteriores encontraram uma diminuição da amplitude da onda b do eletrorretinograma *full-fields* (ERG) com o aumento do comprimento axial ou com o aumento do valor da miopia.⁸⁰ De igual modo também foram reportadas alterações da resposta retiniana avaliada com a técnica mfERG na miopia. Ho *et al.*, em 2012, compararam a função retiniana de crianças míopes e jovens-adultos usando o mfERG. Foram avaliadas 52 crianças, com idades compreendidas entre os 9 e 14 anos, e 19 jovens-adultos, com idades entre os 21 e 28 anos. Foi utilizada estimulação *global flash* mfERG, protocolo de

estimulação diferente do mfERG normal, mas que fornece informação sobre camadas mais internas da retina, e foram avaliadas as repostas a diferentes contrastes (49% e 96%). Quando comparadas com as crianças emetropes, da mesma faixa etária, nas crianças míopes observou-se uma redução significativa na resposta macular central nos componentes diretos (CD) com 96% de contraste. Na resposta de componente induzido (CI) não se observaram diferenças quando comparado os dois grupos refrativos. No entanto o grupo de jovens-adultos míopes, apresentou redução significativas nas amplitudes paracentrais na componente CI, com contraste 49%. Nas crianças míopes a função da retina não mostrou alterações com exceção das camadas mais externa, mais propriamente, na região macular central. Por outro lado, no grupo dos jovens adultos míopes, verificou-se uma redução da função das camadas mais internas da retina, principalmente na região paracentral. Este estudo fornece evidências para diferentes características fisiológicas da retina em crianças e jovens-adultos míopes.⁸¹

Luu *et al.*, em 2007, analisaram as respostas do mfERG em crianças míopes, com a taxa de progressão da miopia. O estudo integrou crianças míopes dos 9 aos 11 anos, em 2002. Em 2004, repetiram as avaliações de refração e de biometria ocular. A seleção do olho de cada indivíduo, para calcular a taxa de progressão da miopia em 2 anos, foi aleatória. Compararam os parâmetros mfERG registados na análise inicial, com as taxas de progressão subsequentes. Da amostra analisada: 12 olhos obtiveram uma taxa de progressão de miopia superior a 1,00D, em 2 anos; 44 olhos registaram uma taxa de progressão entre 0,25D a 1,00D, em 2 anos e 25 olhos apresentaram uma taxa de progressão inferior a 0,25D. Pela análise da resposta mfERG, verificaram que a alteração da resposta foveal está associada a uma alta taxa de progressão da miopia, podendo, a avaliação funcional da retina central ser um preditor da taxa de progressão da miopia, em crianças em idade escolar.⁸²

Mais tarde, em 2013, Park *et al.* avaliaram as alterações estruturais e funcionais em olhos míopes com mfERG e tomografia de coerência ótica por domínio espectral. Um total de 90 indivíduos foram divididos em 4 grupos de acordo com o erro refrativo (grupo 1 (-0,50D a -2,75D), grupo 2 (-3,00D a -5,75D), grupo 3 (-6,00D a -9,75D) e grupo 4 (-10,00D a -15,00D). Observaram que a espessura da retina na foveola e da retina perifoveal reduziram significativamente, com o aumento do erro refrativo míope. As amplitudes N1 e P1 da resposta mfERG também registaram uma diminuição com o aumento da miopia.⁸³

Kawabata & Adachi-Usami, em 1997, estudaram as alterações precoces da função retiniana, em 30 indivíduos, através do mfERG. Os jovens tinham idade média de 26,1 anos e foram divididos em 3

grupos: emetropes ou com baixa miopia, míopes médios e míopes elevados. Analisaram as diferenças de amplitudes e latências da onda mfERG, entre os diferentes grupos, e relacionaram-nas com o erro refrativo e comprimento axial. Verificaram uma redução na amplitude e atraso de latência, à medida que a miopia aumentava, sendo essa redução mais acentuada em zonas periféricas nos grupos míopes. Esta redução pode resultar da perda da função dos cones associada a alterações retinianas verificadas em miopias altas.⁸⁴

Chen *et al.*, em 2006, investigaram as características da função da retina em míopes, através de um protocolo modificado do mfERG, com *slow flash* (sf mfERG) que reflete principalmente as respostas das células bipolares *ON* e *OFF* e enfatizar os componentes de resposta tardia. No total foram submetidos 28 indivíduos, dos quais 10 eram emetropes e 18 míopes. Verificaram que as amplitudes P1 e N2 da onda sf mfERG foram, substancialmente, reduzidas nos indivíduos míopes, em comparação com os emetropes. Relativamente à amplitude de N1 não houve diferenças significativas. Os resultados sugerem uma possível redução da atividade celular bipolar *ON* e *OFF* na miopia comprovado pelos componentes de resposta tardia (P1 e N2).⁸⁵

1.6.3. Alterações do mfERG na retina periférica

W.-C. Ho *et al.*, em 2012, investigaram os efeitos da desfocagem ótica na atividade da retina, num curto espaço de tempo. Foram analisadas diferentes regiões da retina utilizando o *Global Flash* (gf-mfERG). O estudo incorporou 23 jovens-adultos, com idades entre 19 e 25 anos. Os indivíduos com refração entre -5,25D e +1,50D, usaram lentes oftálmicas para correção do erro de refração e também com o objetivo de produzir diferentes quantidades de desfocagem (desfocagem hipermetrópica (+2,00D e +4,00D) e desfocagem miópica (-2,00 e -4,00D). A amplitude dos componentes diretos foi reduzida significativamente sob o efeito da desfocagem miópica na região paracentral, ao contrário do efeito da desfocagem hipermetrópica que não alterou significativamente a amplitude. A resposta dos componentes induzidos sofreu um incremento notável na amplitude sob desfocagem hipermetrópica, na região paracentral. A sua alteração sob a desfocagem miópica foi mínima. Concluíram que a desfocagem miópica afeta predominantemente os CD, e a desfocagem hipermetrópica interfere nos CI. Estes resultados demonstram a existência de um mecanismo local na retina que consegue diferenciar, ou tem respostas diferentes, desfocado hipermetrópico de desfocado miópico.⁸⁶

Mais tarde, em 2015, Chin *et al.* analisaram as respostas do mfERG em diferentes condições de desfocagem ótica, com estímulos de alta e baixa frequências espaciais. Foram avaliados 23 jovens, com idades compreendidas entre os 20 e 27 anos, e estado refrativo entre +1,25D a -2,50D. As medições foram realizadas em diferentes condições de desfocagem ótica (totalmente corrigido, +2,00D e -2,00D). O desfoque produzido pela lente de -2,00D aumentou o tempo da resposta de CD em todas as excentricidades e diminuiu a amplitude na retina periférica. Por sua vez a resposta do CI diminuiu em todas as excentricidades. A desfocagem provocada pela lente de +2,00D aumentou a resposta CD e diminuiu a resposta CI. Quando presentes a uma alta frequência, a desfocagem miópica diminuiu a resposta DC e CI. No que toca a baixas frequências, obtiveram um aumento de 20 a 30% nas respostas mfERG com desfocagem hipermetrópica, sugerindo que a retina responde com maior exatidão à desfocagem produzidas pela lente negativa. O desfoque produzido pela lente -2,00D aumentou unicamente as amplitudes na retina central hipermetrópica.⁷⁹

2 HIPÓTESES E OBJETIVOS DO ESTUDO

Atendendo ao conhecimento da existência de desfocado hipermetrópico na retina periférica, observado em olhos míopes, e à alteração induzida, nessa região, pelas lentes de contacto no controlo da miopia, é importante perceber a variação do desfocado hipermetrópico e o seu impacto na resposta eletrofisiológica da retina.

2.1 Hipóteses do Estudo

Em relação à medição da refração periférica, as hipóteses que pretendemos testar foram as seguintes:

H0 – A LC *Misight 1 Day* induz desfocado miópico em sujeitos míopes.

H1 – A LC *Misight 1 Day* não induz desfocado miópico sujeitos míopes.

Relativamente à análise eletrofisiológica, as hipóteses que pretendemos testar foram as seguintes:

H0 – A LC *Misight 1 Day* não altera a resposta eletrofisiológica das várias zonas da retina dos sujeitos míopes.

H1 – A LC *Misight 1 Day* altera a resposta eletrofisiológica das várias zonas da retina dos sujeitos míopes.

2.2 Objetivos

1. Avaliação das alterações na refração periférica pela utilização de uma lente de contacto para o controlo da progressão da miopia;
2. Avaliação do desfocado periférico induzido e as alterações causadas pela lente de contacto;
3. Analisar e comparar a resposta eletrofisiológica em diferentes zonas da retina com e sem lente de contacto;

3 AMOSTRA, MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Desenho de Estudo

Este estudo enquadra-se num estudo experimental uma vez que foi testada uma lente de contacto e avaliadas as possíveis alterações nas respostas das diferentes áreas retinianas.

Todo o procedimento experimental foi realizado integralmente no Laboratório de investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab), do Centro de Física da Universidade do Minho, Braga. O protocolo do projeto foi avaliado e aprovado pela Subcomissão de Ética para as Ciências da Vida e da Saúde da Universidade do Minho.

Cada participante assinou um Consentimento Informado (Anexo 1), com intuito de o informar dos procedimentos a realizar e obter o seu consentimento para a realização dos mesmos. O Consentimento Informado respeita todas as condições da “Declaração da Helsínquia”. Os indivíduos participaram neste estudo de forma voluntária podendo desistir do mesmo, a qualquer altura.

3.2. Participantes e Tamanho da Amostra

Para este estudo foram recrutados 7 participantes. Os critérios de inclusão requereram sujeitos míopes (até -4,50 D de equivalente esférico). Os participantes não podiam apresentar patologias oculares ou sistémicas que compromettesse a transparência das estruturas oculares. Não podiam utilizar qualquer tipo de medicação nem terem sido sujeitos a cirurgias oculares.

3.2.1. Caracterização da Amostra

As características da amostra estão representadas na seguinte tabela (Tabela 1). As idades dos participantes estavam compreendidas entre os 17 e os 33 anos de idade ($23,71 \pm 5,41$ anos), sendo que 1 era do sexo masculino e 6 do sexo feminino. O erro refrativo médio da amostra era de $-2,16 \pm 1,41$ D.

Tabela 1 – Caracterização da Amostra em Estudo

PACIENTE	IDADE	GÉNERO	M(O)	
			OD	OE
AM	28 anos	Feminino	-1,00	-1,00
AP	33 anos	Feminino	-1,75	-1,75
AR	24 anos	Feminino	-1,50	-1,50
AQ	17 anos	Masculino	-4,00	-4,00
BP	22 anos	Feminino	-1,50	-1,50
DF	23 anos	Feminino	-0,75	-1,00
FS	19 anos	Feminino	-4,50	-4,50

3.3. Procedimento Experimental

3.3.1. Rotina Clínica

Antes de iniciar todo o procedimento, todos os participantes assinaram o Consentimento Informado acerca do estudo, após terem lido e lhes ter sido devidamente explicado.

O procedimento experimental começou por uma pré-avaliação para inclusão dos sujeitos, incluindo anamnese completa e exame refrativo. Foi registado a acuidade visual (alto contraste e baixo contraste) com a refração atualizada. Após a avaliação das características dos sujeitos e da confirmação que todos eles cumpriam todos os critérios de inclusão foi iniciada a recolha de dados. Inicialmente foram realizados os exames da topografia corneal e aberrometria. De seguida, utilizando o autorrefratómetro de campo aberto avaliámos a refração periférica para cada olho. Para finalizar a primeira visita, através do eletrorretinograma multifocal avaliou-se a resposta eletrofisiológica da retina,

com dilatação pupilar. Após a recolha dos dados, foram pedidas as LC *1 Day Misight* com os parâmetros específicos para cada sujeito.

A segunda visita iniciou com a colocação da LC *Misight 1 Day* (especificações técnicas – Tabela 2), correspondente à sua refração. Após 10 minutos da colocação da LC, foi medida a acuidade visual (AV) (alto contraste e baixo contraste). Foi realizada uma aberrometria, uma topografia corneal, a avaliação da refração periférica e por fim realizou-se o exame de eletrorretinografia multifocal.

Todo o procedimento foi realizado sem lente de contacto (controlo) e com a LC *1 Day Misight*.

3.3.2. Especificação da LC utilizada

A LC *Misight 1 Day* é uma lente de contacto diária para controlar a progressão da miopia. Esta lente foi desenvolvida com o sistema *ActivControl Technology* para controlar o crescimento axial e progressão da miopia, compensando ao mesmo tempo o erro refrativo. Todas as suas especificações técnicas encontram-se descritas na tabela abaixo.

Tabela 2 - Especificações técnicas da LC *Misight 1 Day*, adaptado de “Catálogo de Lentes de Contacto 2019- CooperVision”

LC <i>Misight 1 Day</i>	
Fabricante	<i>CooperVision</i>
Desenho	<i>ActivControl Technology (Dual focus)</i>
Sistema de Substituição	Diária
Material	<i>Omafilcon A</i>
Conteúdo em Água	60%
Transmissibilidade de Oxigénio	28Dk
Raio de Curvatura	8,7mm

Diâmetro	14,2mm
Compensação	Esférica
Potência esférica	-0,25D a -6,00D (Passos de 0,25D)

Segundo o fabricante a LC *Misight 1 Day* possui duas zonas de tratamento, as quais induzem o desfocado miópico e duas zonas de correção que permitem a correção da miopia em todas as posições do olhar (Fig17).

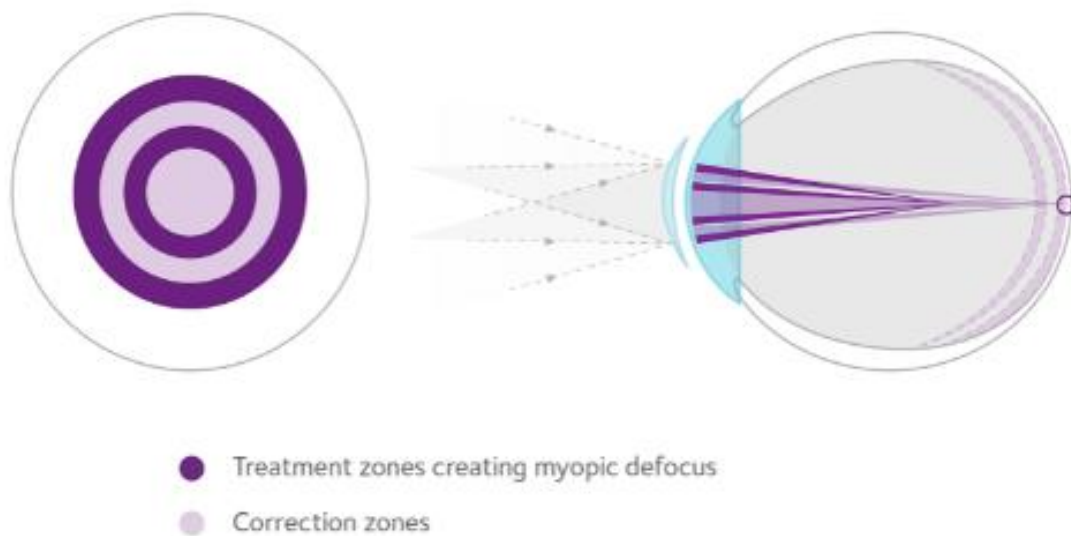


Figura 17 - LC Misight 1 Day (Nota de Rodapé⁵)

⁵ Adaptado de <https://coopervision.com/practitioner/our-products/misight-1-day/misight-1-day>, acedido em janeiro de 2022.

3.3.3. Acuidade Visual

A acuidade visual foi medida com o optótipo *Logarithmic Visual Acuity Chart EDTRS (Precision Vision. IL)* (Fig. 18) colocado a 4 metros, como recomendado pelo fabricante. Foi registada a acuidade visual de alto contraste (HCDVA) e de baixo contraste (10%) (LCDVA).

A medida da acuidade visual com LC foi registada após 10 minutos da sua colocação de forma a sua estabilização não interferisse nos resultados. Esta avaliação foi realizada monocularmente e binocularmente, sendo avaliados os dois olhos.

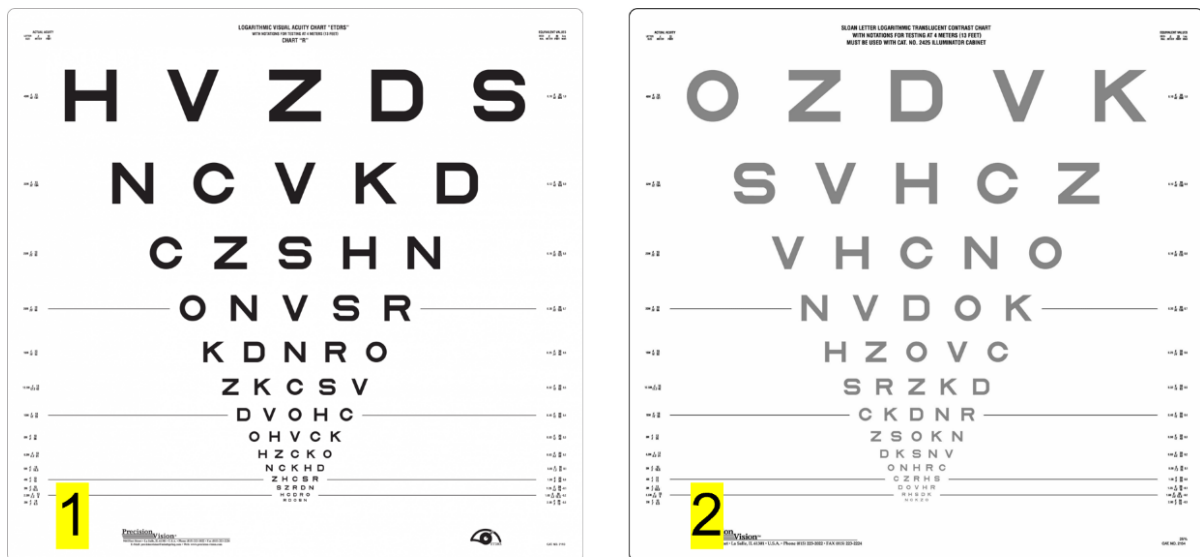


Figura 18 - Escala EDTRS: alto contraste HCDVA (1); baixo contraste (LCDVA (2)). (Nota de Rodapé⁶)

3.3.4. Topografia Corneal

A topografia corneal foi medida através do topógrafo corneal (*Medmont E300, Austrália*). O paciente foi instruído a pestanejar e após indicação abrir bem o olho, fixando a luz verde dentro do aparelho.

⁶ Adaptado de <https://www.precision-vision.com/product-category/etdrs/etdrs-charts/>, acedido em janeiro de 2022.

Para este trabalho foram utilizados os valores obtidos ao longo do meridiano horizontal para um diâmetro pupilar de 5mm. Os valores foram retirados de 0,5mm em 0,5mm, desde o centro da topografia da córnea (Centro), 5mm na córnea nasal (0,5N, 1,0N, 1,5N, 2,0N, 2,5N, 3,0N, 3,5N, 4,0N, 4,5N e 5,0N) e 5mm na córnea temporal (0,5T, 1,0T, 1,5T, 2,0T, 2,5T, 3,0T, 3,5T, 4,0T, 4,5T e 5,0T). Foi utilizado o mapa de potência axial em dioptrias.

Cada dado foi obtido manualmente para cada ponto. As medidas centrais e, portanto, as origens de referência para as medidas periféricas foram consideradas no centro visual onde o eixo visual intersecta a córnea. O primeiro dado a ser retirado era sempre o centro queratométrico.

3.3.5. Aberrometria

As medidas das aberrometrias óticas foram obtidas através da utilização do aberrómetro *IRx3 Hartmann – Shack (Imagin Eyes, France)*. O exame foi realizado em condições mesópicas. Em ambas as visitas foram realizadas três medições em cada olho e posteriormente calculada a sua média. Foi pedido ao paciente para pestanejar e de seguida fixar a letra “E” no interior do aparelho, mantendo o olho aberto.

O Sistema *Hartmann-Shack* avalia a frente de onda que sai do olho a partir do feixe de luz que é projetado na retina e posteriormente refletido.⁸⁷

As aberrações monocromáticas podem ser descritas matematicamente através dos polinómios de Zernike. Cada polinómio descreve um modo de deformação da frente de onda e o seu coeficiente, normalmente expresso em microns (μm) ou unidades de comprimento de onda. São normalmente organizados por ordem crescente de frequência azimutal em forma de pirâmide (Fig.19), com um ou mais termos em cada ordem representados por Z_n^m (n descreve a ordem do polinómio e m a frequência azimutal).⁸⁸

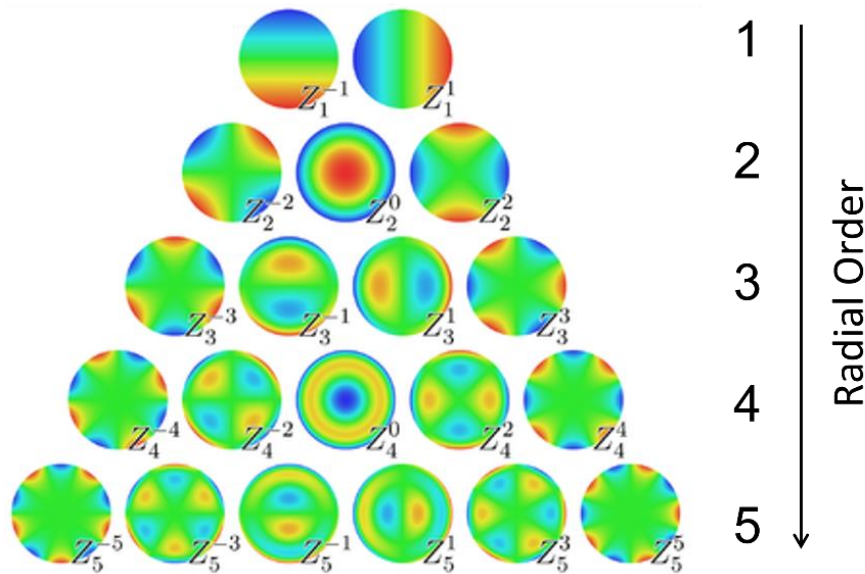


Figura 19 - Pirâmide dos Polinômios de Zernike (1ª à 5ª ordem), com respetiva ordem e frequência. (Nota de Rodapé⁷)

As aberrações óticas dividem-se em aberrações de baixa ordem (LOA) e alta ordem (HOA). As LOA incluem as aberrações da ordem 0 até à 2ª ordem, e as HOA incluem os polinômios a partir da 3ª ordem, sendo que os de 3ª e 4ª ordem são os mais prevalentes nas HOA existentes no olho humano.⁸⁸

Podemos calcular uma estimativa do valor global das aberrações de frente de onda através da raiz quadrada da soma dos quadrados de cada um dos coeficientes de Zernike, designada por *Root Mean Square* (RMS). (Equação 1)^{87,88}

$$RMS = \sqrt{\sum(Z_n^{m^2})} \quad \text{Equação 1}$$

As aberrações foram calculadas através das três medidas realizadas, para valores de diâmetro pupilar de 5mm. Neste estudo, foram consideradas as aberrações de 2ª ordem, que correspondem aos defeitos refrativos que podem ser compensados com lentes oftálmicas ou lentes de contacto hidrófilas

⁷ Adaptado de https://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:Zernike_polynomials2.png, acessido em janeiro de 2022.

(desfocado e astigmatismo).⁸⁸ As HOA foram também contempladas neste estudo (3ª ordem até à 8ª ordem), representadas por aberração esférica RMS (Z_4^0) e aberração comática RMS (Z_3^{-1} e Z_3^1).

3.3.6. Refração Periférica

A medição da refração central e periférica foi obtido com o Autorrefratómetro / Queratómetro Grand Seiko de campo aberto WAM-5500 (Grand Seiko Co., Ltd., Hiroshima, Japão).

O sistema foi ligado a um *software* criado para registar automaticamente os dados do autorrefratómetro evitando erros na recolha de dados. Esta técnica permite que os dados sejam processados automaticamente numa folha *Excel* para posterior processo de análise estatística usando o *software* apropriado.

O alvo de fixação foi colocado a uma distância de 2,5m do vértice corneano do paciente. Consistia na emissão de 31 díodos emissores de luz (LEDs) na direção horizontal, vertical e oblíqua. Os díodos formavam uma estrela, onde havia um no centro, 12 na linha horizontal, 6 díodos na vertical e nas linhas oblíquas havia 6 díodos em cada uma (Fig.20). No meridiano horizontal foram medidas até aos 30° Nasais e Temporais, sendo que no meridiano vertical e oblíquo apenas foram analisados os 15° Nasais e Temporais. Os LEDs foram separados uns dos outros por uma distância angular de 5 ° na posição do paciente. Este estava sentado com a cabeça estabilizada num apoio de queixo de forma que o olho ficasse alinhado com o LED central. Para o olho direito, a fixação de um objeto posicionado à direita do ponto central (campo visual nasal na posição primária do olho) coincide com as medidas da retina temporal. Aquando das medições da refração periférica do olho direito, o olho esquerdo estava ocluído. O paciente foi instruído a manter a cabeça estática, podendo apenas mexer os olhos para ver o alvo de fixação. Este procedimento repetiu-se para o OE. Foram feitas cinco leituras e calculadas as suas médias em todas as posições. O eixo do autorrefratómetro foi alinhado com o centro da pupila de entrada durante todas as medições.

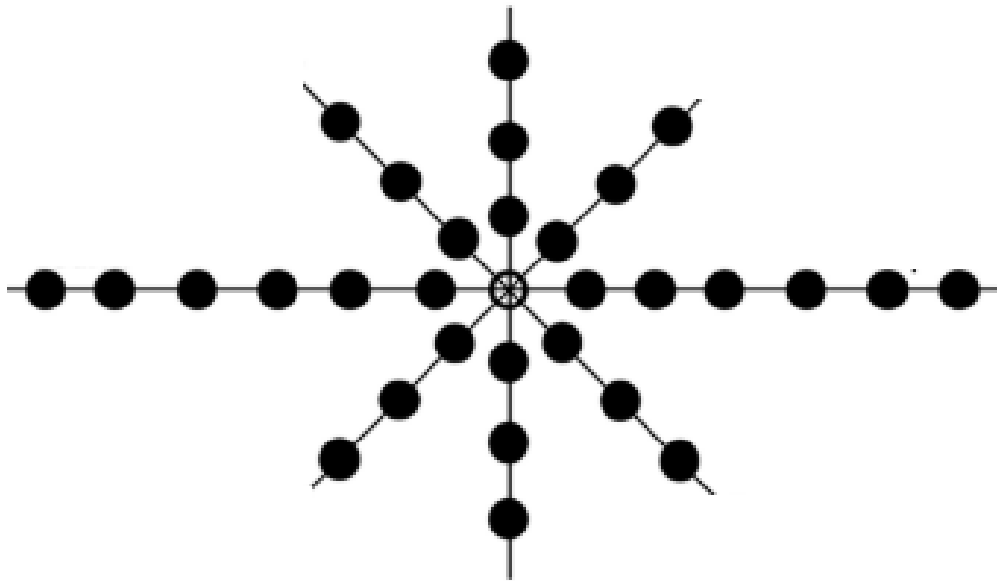


Figura 20 - Representação do alvo de fixação para medição da refração periférica. Adaptado de Queirós *et al.* (2018)⁸⁹

3.3.7. Eletrofisiologia Multifocal

A medição das respostas eletrofisiológicas da retina foi realizada através do equipamento *RETIport gamma plus²* (Roland Consult Company). O estímulo utilizado foi o padrão de 61 hexágonos, apresentado num monitor LCD de 19'', com uma luminância máxima de $171,97 \pm 0.10$ cd/m², e uma frequência de 59,81Hz. O estímulo apresentado ocupa aproximadamente 55° do campo visual.

Esta fase iniciou-se pela dilatação pupilar com a colocação de *Davinefrina*. Foram colocadas 2 gotas em cada olho com um intervalo de 5 minutos entre elas. Após a colocação das gotas houve uma espera de 30 minutos, e iniciou-se a colocação dos elétrodos (Fig.21). Todas as zonas da pele (onde é necessário a colocação de elétrodos terra e referência – testa e sobre o osso zigomático, respetivamente) foram desinfetadas com álcool e esfoliadas com um gel abrasivo (*Nuprep, Skin Prep Gel, Weaver and Company*). Para a fixação dos elétrodos foi utilizada uma pasta condutora (*Ten20®, Weaver and Company*) para evitar os possíveis deslocamentos e diminuir a impedância do sinal. Relativamente, ao

elétrodo ativo (elétrodo em contacto com o olho) foi utilizado o *DTL - Dawson-Trick-Litzkow*. Depois de colocados os elétrodos, estes foram ligados ao aparelho, no respetivo canal (amplificador de Bio Sinal – 4 canais).

As medidas foram realizadas binocularmente.

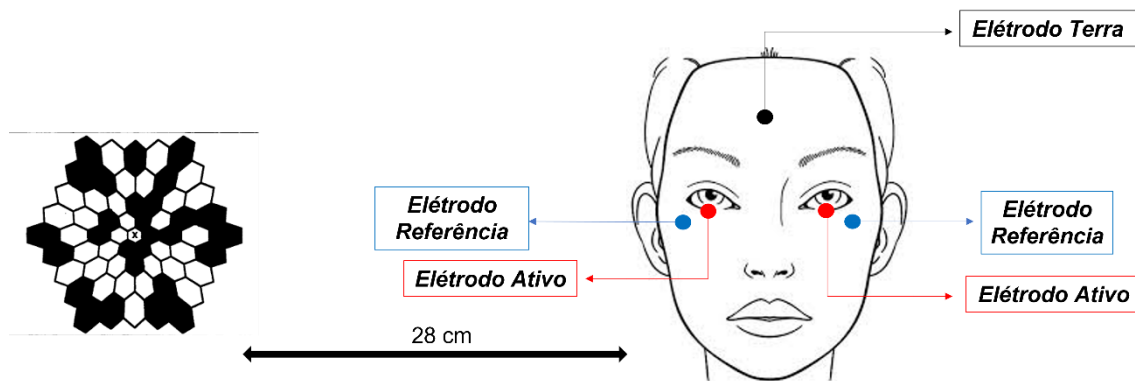


Figura 21 - Esquema de colocação dos elétrodos e distância ao monitor. Elétrodo Terra – Colocado na testa perto do meio das sobrancelhas; Elétrodo Referência – Colocado sobre o osso zigomático; Elétrodo Ativa – Elétrodo DTL; Adaptado do Guia Rápido RETIport gamma plus ²(Roland Consult)

Os pacientes sentaram-se confortavelmente em frente ao ecrã onde são exibidos os estímulos, a uma distância fixa de 28 cm do monitor, com a testa e o queixo ajustados à mentoneira, que se encontrava alinhada com a cruz observada no ecrã. No caso controlo foi tido em conta a refração do paciente para compensar a distância a que é realizado o mfERG. Aquando da realização do exame com LC foi colocada uma lente de compensação de +3,00D. Antes de cada medida, a impedância do elétrodo ativo e do elétrodo de referência era verificada, sendo que o exame só avançava se o valor da mesma fosse inferior a 10 k Ω . Na maioria dos exames esta apresentava valores inferiores a 6 k Ω .

Os participantes eram instruídos a fixar uma cruz vermelha no centro do monitor. A fixação era verificada continuamente por uma câmara (LA-S). Possibilitava ao investigador uma imagem presente em simultâneo com o decorrer do exame, no computador de controlo. O exame era interrompido sempre que fosse detetado um artefacto (p. ex. pestanejo e movimentos oculares), e, por sua vez descartado

automaticamente pelo *software*. Sempre que fosse necessário ou a pedido do paciente, ou por outro motivo qualquer o exame podia ser interrompido e retomado novamente no momento ideal.

A distância do paciente ao monitor (28cm) foi corrigida com uma lente +3,00D no caso de o paciente estar com as LC *Misight 1 Day*.

3.3.7.1. Protocolo Clínico do mfERG

As *guidelines* do mfERG têm sido estabelecidas e atualizadas pela Sociedade Internacional para Eletrofisiologia Clínica da Visão (ISCEV).

Segundo Hood *et al.*, em 2012⁷⁴:

- I. As pupilas devem estar dilatadas e o seu diâmetro devidamente registado.
- II. O paciente deve estar confortável e relaxado, sentar-se diante do ecrã, com a testa e o queixo apoiados.
- III. Boa fixação central e estável ao monitor.
- IV. Embora não existam evidências de que o mfERG não é afetado pelo desfocado da imagem retiniana em indivíduos saudáveis com refração entre $\pm 3,00D$, o erro refrativo deve estar compensado.
- V. Registo das medidas monoculares e binoculares: o registo standard destina-se às medidas monoculares. Os registos binoculares só devem ser feitos caso os olhos estejam completamente alinhados, o que pode ser dificultado pela existência de anomalias da visão binocular.
- VI. Adaptação: pré-exposição à luz antes do teste. Se antes do teste forem realizados exames como oftalmoscopia e biomicroscopia, é necessário um tempo de recuperação de pelo menos 15 minutos; O exame deve ser realizado numa sala bem iluminada.
- VII. Análise dos componentes da onda mfERG.

As análises dos resultados foram realizadas pelo *software* do sistema (*RETIScan; Roland*), utilizando a 1ª ordem de *Kernel*. O *software* dá-nos os valores das amplitudes normalizadas e tempos implícitos de P1 e N1, sobre a forma de V, nV/deg² e segundos, respetivamente. Os dados foram importados para o MatLAB (MATrix LABoratory), onde manualmente retirámos os valores correspondentes

ao P2, N2. Por fim, os dados foram importados para o *Microsoft Office Excel* para posterior organização e análise.

A amplitude CD foi medida do primeiro vale negativo ao primeiro pico positivo, enquanto a amplitude CI foi medida do segundo pico positivo ao segundo vale negativo.⁹⁰ O tempo implícito do CD foi definido como o tempo para atingir o primeiro pico positivo e o tempo implícito da CI foi medido desde a apresentação do *global flash* até ao segundo pico positivo.⁷⁹ Nos resultados apresentados, os valores das componentes N1 e P1 foram obtidos dos dados extraídos em bruto (Volts e segundos), dada à predefinição do programa. De seguida, foram convertidos em nV e nV/deg².

Para o tratamento dos dados, as respostas dos 61 hexágonos foram divididas em 5 áreas anelares (Ring 1, Ring 2, Ring 3, Ring 4, Ring 5) (Fig.22A) e ainda em quadrantes (Q1, Q2, Q3 e Q4) (Fig.22B).

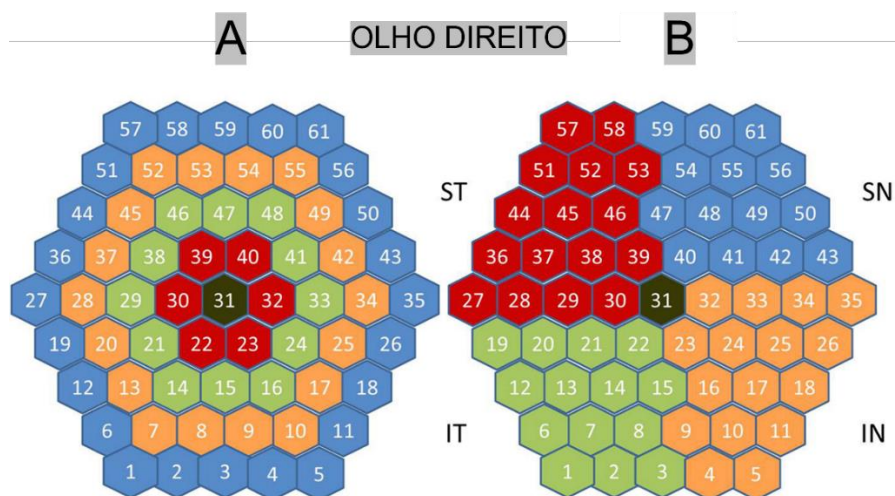


Figura 22 - Representação esquemática das regiões avaliadas: (A) Por anéis e respetiva área ocupada; (B) Por quadrantes;

Tabela 3 - Área (deg²) ocupada por cada uma das zonas avaliadas (valores obtidos diretamente do mfERG). R1-Ring 1, R2-Ring2, R3-Ring3, R4-Ring4, R5-Ring5, Q1-Quadrante 1, Q2-Quadrante 2, Q3-Quadrante 3, Q4-Quadrante 4.

	SOMA	R1	R2	R3	R4	R5	Q1	Q2	Q3	Q4
Área [deg²]	38,20	13,00	18,50	27,00	37,70	50,20	38,40	38,90	38,40	38,90

3.4. Análise Estatística

Para a análise estatística entre médias do erro refrativo a conversão vetorial da refração foi utilizada de acordo com Thibos *et al*⁹¹

$$M = Sph + \frac{Cyl}{2}$$

$$J0 = -Cyl \times \frac{\cos(2\theta)}{2}$$

$$J45 = -Cyl \times \frac{\sin(2\theta)}{2}$$

Onde *Sph* corresponde à esfera, *Cyl* ao cilindro e θ o respetivo eixo da refração subjetiva obtida na consulta da optometria realizada. *M* representa o equivalente esférico da refração. *J0* descreve as diferenças encontradas no poder dióptrico entre os meridianos horizontais e vertical. Apresenta valores positivos para astigmatismos à regra e valores negativos para astigmatismo contra a regra. O valor do astigmatismo oblíquo é representado pelo vetor *J45* e apresenta valores positivos para astigmatismo com o eixo negativo a cerca de 45° e negativo para astigmatismos com o eixo negativo próximo dos 135°.⁹¹

A análise estatística foi realizada com o SPSS *software package v.22* (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). São apresentados os dados obtidos em termos de média±desvio padrão, os valores máximos e

mínimos. A análise gráfica e descritiva dos dados da eletrofisiologia inicialmente foi realizada com o *software* MatLAB (*MATrix LABoratory*) com o objetivo de verificação dos picos dos gráficos.

O teste *Kolmogorov-Smirnov Test* foi aplicado para avaliar a normalidade da distribuição dos dados. Os testes *Paired Samples T-test (test T de Student)* e *Wilcoxon Signed Ranks* foram usados para comparar as variáveis no estudo, separadamente, para as variáveis com distribuição normal ou não normal, respetivamente. Isto permitiu-nos concluir se existiam diferenças estatisticamente significativas, nos parâmetros, entre a lente de contacto e a condição sem lente ou com óculos.

Para fins estatísticos, um valor de p menor que 0,050 foi considerado estatisticamente significativo.

4 RESULTADOS

Neste capítulo apresentam-se os resultados obtidos dos exames realizados no decorrer da fase experimental desta dissertação.

Inicialmente serão apresentados os valores de acuidade visual. De seguida, serão descritos os resultados obtidos, de forma detalhada, relativamente aos parâmetros topográficos, aberrações de alta ordem, refração periférica, finalizando com os resultados da análise eletrofisiológica da retina.

4.1. Acuidade Visual

A acuidade visual foi medida com a correção habitual do paciente e com a LC *Misight 1 Day*, em condições de alto e baixo contraste.

Os valores da AV LogMAR, a significância estatística (p) e as diferenças da Acuidade Visual entre uso de óculos e da LC *Misight 1 Day* (CLDF) encontram-se na tabela 4. O gráfico 1 representa os resultados da AV de alto e baixo contraste aquando da utilização da LC *Misight 1 Day* e correção habitual (Rx) (óculos).

Tabela 4 - AV LogMAR (média±DP) medida em condições de alto e baixo contraste. Diferenças entre AV LogMAR (média±DP) de alto e baixo contraste entre o uso de óculos e a lente de contacto.

	Óculos	CLDF	Diff (Óculos-CLDF)	p^a
VA High Contrast	-0,07±0,08	-0,09±0,06	0,02±0,07	0,428
VA Low Contrast	0,12±0,08	0,16±0,12	-0,04±0,09	0,168

a) *Wilcoxon Test*

Analisando a Tabela 4, verifica-se que a AV de alto contraste foi sempre superior à AV de baixo contraste nas duas condições. Comparando os valores de Acuidade Visual de alto contraste verificou-se

uma melhoria, em média de uma letra, com o uso da LC *Misight 1 Day*, no entanto não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p=0,428$, *Wilcoxon Test*). Contudo, a AV de baixo contraste mostra-se mais reduzida com o uso da LC, em média 2 letras, mas sem significância estatística ($p=0,128$, *Wilcoxon Test*).

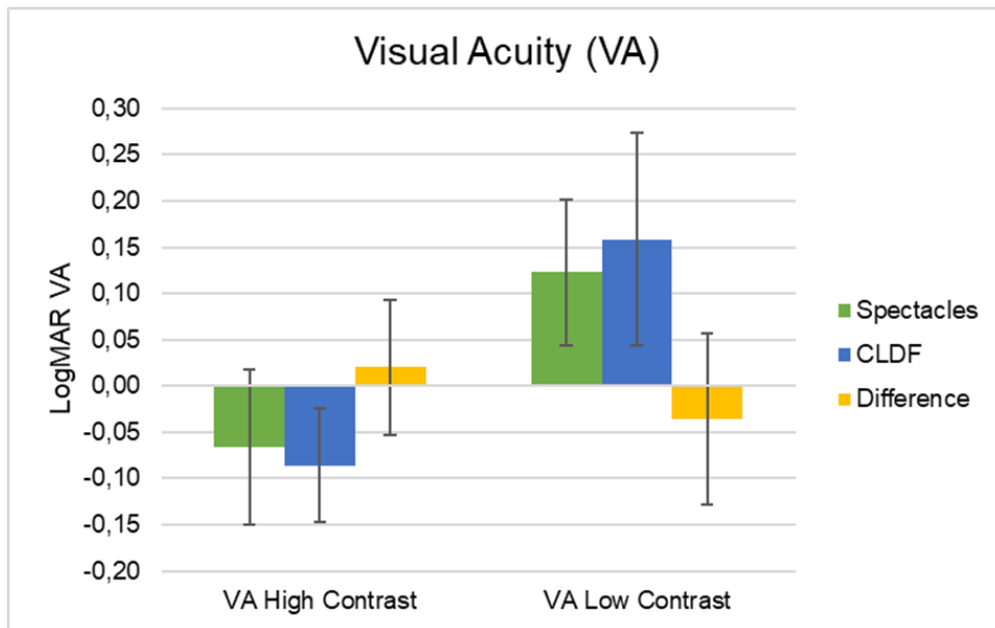


Gráfico 1 - Representação gráfica dos valores de AV de alto e baixo contraste.

Podemos observar os resultados da AV de alto e baixo contraste nas duas condições do estudo através do gráfico 1. A diferença entre a acuidade visual de alto e baixo contraste é evidente, sendo que a AV de alto contraste apresenta valores mais negativos.

4.2. Parâmetros da Topografia Corneal

Na tabela 5 são apresentados os parâmetros retirados após avaliação topográfica.

Tabela 5 - Valores de potência do meridiano plano e curvo, excentricidade e índices de assimetria (SAI e SRI), apresentados em média±DP

	Sem Rx	CLDF	Diff (Sem Rx-CLDF)	p^a
<i>Flat_K (D)</i>	42,79±0,93	41,20±1,31	1,59±1,05	0,001
<i>Steep_K (D)</i>	43,62±0,92	42,96±1,40	0,66±1,26	0,363
<i>Flat_e</i>	0,36±0,09	0,24±0,15	0,12±0,14	0,008
<i>Steep_e</i>	0,29±0,19	-0,05±0,11	0,35±0,23	0,001
SAI	0,50±0,22	0,94±0,40	-0,44±0,36	0,002
SRI	0,50±0,17	1,82±0,08	-1,32±0,22	0,001

a) Wilcoxon Test

Após análise da tabela 5 verifica-se uma diminuição na potência refrativa com a LC *Misight 1 Day*, quer no meridiano plano quer no mais curvo. A diferença nas topografias entre a colocação da LC *Misight 1 Day* e a situação inicial, sem correção refrativa, para o raio de curvatura mais curvo foi de 0,66±1,26, no entanto sem significância estatística (p=0,363, *Wilcoxon Test*). Pelo contrário, para o raio de curvatura do meridiano mais plano a diminuição foi superior a 2,4 em comparação com o meridiano mais curvo, sendo essa diferença de 1,59±1,05 (p=0,001, *Wilcoxon Test*).

Em relação à excentricidade, o seu valor diminui com a colocação da LC *Misight 1 Day*. Apesar de esta diminuição se verificar nos dois meridianos, apenas é significativa no meridiano mais curvo, apresentando um valor de -0,05±0,1 (p=0,001, *Wilcoxon Test*).

Relativamente aos índices de assimetria (SAI e SRI), os valores mais elevados são com a LC *Misight 1 Day*, sendo essas diferenças estatisticamente significativas (p=0,002, *Wilcoxon Test*) e

($p=0,001$, *Wilcoxon Test*), respetivamente. É observado um maior incremento para o SRI, no valor de $-1,32\pm 0,22$. No entanto, o SAI também aumentou quase o dobro do seu valor na condição controlo.

A tabela 6 apresenta os valores médios das potências refrativas das topografias corneais, em condições normais do olho e com LC, para diferentes excentricidades. Podemos observar a diminuição da potência com a colocação da LC *Misight 1 Day* em todos pontos analisados, num diâmetro total de 10mm (5mm nasais, 5 mm temporais). Os resultados da topografia corneal mostraram que os valores após colocação da LC *Misight 1 Day* foram significativamente mais planos, à exceção da maioria das posições nasais (5,0mm, 4,5mm, 4,0mm, 3,5mm, 3,0mm, 2,5mm, 1,0mm), apesar de apresentarem valores de potência mais reduzidas a diferença não foi estatisticamente significativa, ($p=0,132$, $p=0,300$, $p=0,109$, $p=0,615$, $p=0,660$, $p=0,056$ e $p=0,055$ *Wilcoxon Test*), respetivamente.

Tabela 6 - Valores da potência refrativa corneal para diferentes excentricidades.

Excentricidades	Sem Rx		CLDF		Diff (Sem Rx-CLDF)		p ^a
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
Nasal - 5,0mm	39,14	0,75	38,46	1,51	0,68	1,47	0,132
Nasal - 4,5mm	39,70	0,73	39,39	1,34	0,30	1,05	0,300
Nasal - 4,0mm	40,66	0,60	40,30	1,18	0,36	0,70	0,109
Nasal - 3,5mm	41,55	0,83	41,39	1,18	0,17	0,83	0,615
Nasal - 3,0mm	42,11	0,93	41,90	1,69	0,21	1,38	0,660
Nasal - 2,5mm	42,47	0,99	41,52	1,88	0,95	1,44	0,056
Nasal - 2,0mm	42,68	1,05	41,30	1,62	1,38	1,19	0,001
Nasal - 1,5mm	42,83	1,10	41,97	1,26	0,85	1,11	0,022
Nasal - 1,0mm	42,99	1,14	42,17	1,71	0,82	1,30	0,055
Nasal - 0,5mm	43,11	1,34	41,59	2,01	1,53	1,54	0,004
Centro	43,40	1,14	41,35	1,64	2,06	1,25	0,001
Temporal - 0,5mm	43,25	0,99	41,20	1,47	2,06	1,24	0,001
Temporal - 1,0mm	43,04	0,92	41,07	1,45	1,97	1,18	0,001
Temporal - 1,5mm	42,97	0,89	41,03	1,38	1,94	1,09	0,001

Temporal - 2,0mm	42,88	0,87	41,26	1,26	1,62	1,06	0,001
Temporal - 2,5mm	42,75	0,87	41,40	1,29	1,35	1,13	0,001
Temporal - 3,0mm	42,53	0,88	41,00	1,47	1,53	1,19	0,001
Temporal - 3,5mm	42,22	0,91	40,80	1,35	1,42	1,08	0,001
Temporal - 4,0mm	41,86	0,99	40,90	1,21	0,96	1,05	0,003
Temporal - 4,5mm	41,57	1,07	40,87	1,38	0,70	1,12	0,050
Temporal - 5,0mm	41,32	1,22	40,51	1,57	0,81	1,11	0,026

a) Wilcoxon Test

As potências da córnea em função do meridiano horizontal com e sem LC e respetivas diferenças das medidas das topografias podem ser observadas no gráfico 2. É visível que a lente de contacto manifesta um comportamento diferente ao longo da superfície anterior da córnea. Apesar da diminuição da potência refrativa, verificam-se quatro zonas distintas onde a potência é maior, mas nunca superior à da topografia inicial. Este incremento de potência verifica-se devido às duas zonas concêntricas de potência positiva relativa existentes na LC *Misight 1 Day*.

Analisando a posição dos picos de potência, distanciados por 2mm, é possível observar um descentramento da LC. O primeiro pico do lado nasal encontra-se a 1,0mm do centro da córnea enquanto o primeiro pico do lado temporal situa-se a 2,50mm, sendo que esta distância deveria ser igual, pode-se concluir que a LC está descentrada 1,50mm para o lado temporal.

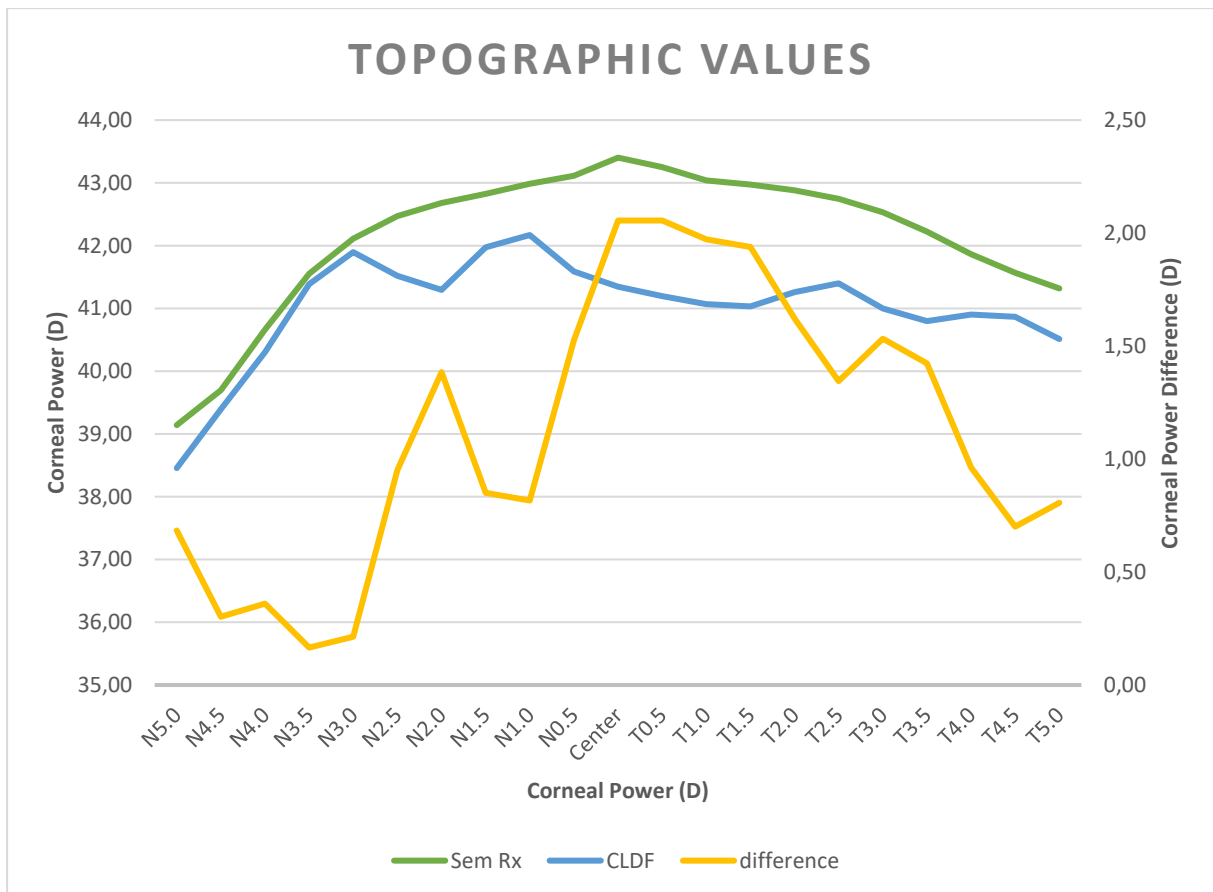


Gráfico 2 - Gráfico das diferenças de potência da córnea em função do meridiano horizontal.

4.3. Aberrações de Alta Ordem (HOA)

A tabela 7 mostra os valores das aberrações consideradas no estudo, para um diâmetro pupilar de 5mm. O gráfico 3 representa da forma gráfica os valores registados das aberrações de alta ordem.

Tabela 7 - RMS 2ª Ordem a RMS 8ª Ordem, referente a 5 mm de diâmetro pupilar, em média±DP

Aberrações	Sem Rx		CLDF		Diff (Sem Rx-CLDF)		p ^a
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
RMS_2	2,21888	1,44984	1,43244	0,54458	0,78644	1,42562	0,056
RMS_3	0,14271	0,06479	0,43698	0,60222	-0,29427	0,62109	0,001
RMS_4	0,07536	0,03673	0,33838	0,25138	-0,26302	0,25575	0,001
RMS_5	0,03831	0,00530	0,23262	0,04705	-0,19431	0,04601	0,001
RMS_6	0,03305	0,01222	0,13723	0,05002	-0,10418	0,05368	0,001
RMS_7	0,01551	0,00427	0,08015	0,07253	-0,06464	0,07409	0,001
RMS_8	0,01374	0,00572	0,08909	0,02202	-0,07535	0,02412	0,001

a) *Wilcoxon Test*

Após análise da tabela 7, verificamos uma diminuição das aberrações de 2ª Ordem (0,78644±1,42562), contudo essa diferença não é estatisticamente significativa (p=0,056 *Wilcoxon Test*). As aberrações de alta ordem aumentaram de forma significativa com a colocação da LC *Misight 1 Day*.

A observação do gráfico 3, permite confirmar visualmente as observações feitas relativamente aos valores apresentados na Tabela 7.

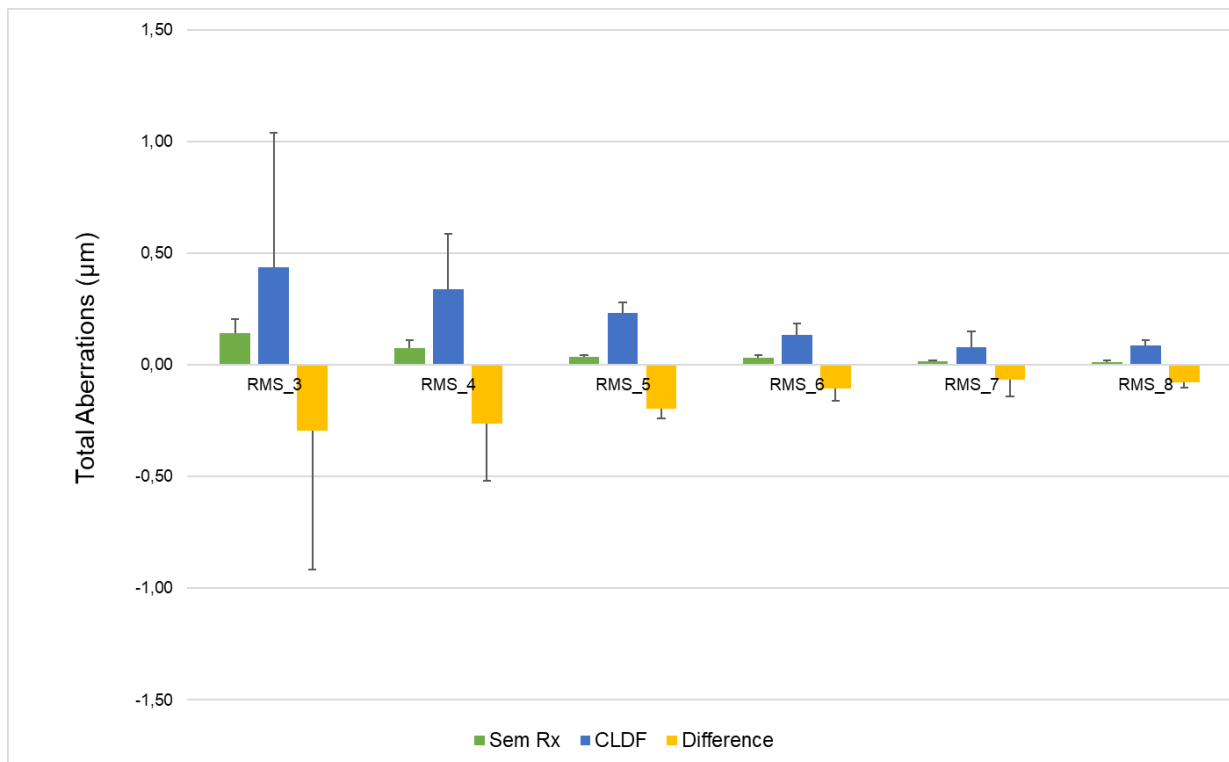


Gráfico 3 - Representação gráfica da RMS 3ª Ordem a RMS 8ª Ordem, referente a 5 mm de diâmetro pupilar.

O gráfico 3 representa da forma gráfica os valores registados das aberrações de alta ordem. A LC *Misight 1 Day* induz maior aberração esférica e comática, para um diâmetro pupilar de 5mm. As aberrações comáticas (3ª e 5ª ordem) aumentaram mais do triplo do seu valor inicial, sendo que a RMS de 3ª Ordem apresenta uma maior diferença ($-0,29427 \pm 0,62109$). Os valores de aberração esférica (4ª e 6ª Ordem) aumentaram em média 0,26302 e 0,10418, respetivamente. Estas diferenças são estatisticamente significativas.

4.4. Refração Periférica

As tabelas 8, 9 e 10 apresentam os valores de refração periférica dos componentes de refração M, J0 e J45, respetivamente, onde as diferenças estatisticamente significativas encontram-se sombreadas.

O valor do equivalente esférico (Componente M) com LC *Misight 1 Day* sofreu uma diminuição de refração, tornando-se mais positivo em todas as excentricidades de campo visual avaliadas. Todavia essa redução miópica não foi significativa em certas excentricidades do meridiano horizontal (30° N, 25° N, 10° T e 15° T), ($p=0,140$, $p=0,158$, $p=0,140$ e $p=0,124$ *Wilcoxon Test*, respetivamente). Ao longo do meridiano vertical as diferenças foram estatisticamente significativas ($p<0,05$), à exceção do 15° Inferior. Nas direções oblíquas, as diferenças significativas são observadas em todas as excentricidades exceto na posição 15°T.

Para os componentes refrativos de astigmatismo J0 e J45 não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na maioria das posições analisadas. Em comparação com a condição controlo, as únicas diferenças significativas do componente J0, foram encontradas nas posições 25° N, 20° N, 5° N, 5° T, 10° T e 25° T do meridiano horizontal, no meridiano oblíquo superior (5° T, 10° T e 25° T) e 10° Superior. O astigmatismo oblíquo (J45) não apresentou padrões claros de alteração.

Os gráficos 4, 5, 6 e 7 representam os erros de refração periférica relativa medidos ao longo dos 4 meridianos estudados. A refração periférica média no estado *baseline* foi mais miope, todavia esse valor miópico aumentou com a LC *Misight 1 Day*. A maior indução de miopização periférica foi observada a 25° Nasais (-0,74D) e 15° Temporais (-0,73D). É possível observar uma assimetria nasal/temporal significativa no padrão de refração periférica. Desta forma, aquando do uso da lente de contacto, a retina temporal apresenta maior grau de desfocagem miópica do que a retina nasal.

Tabela 8 - Refração Periférica – Componente M

M	N_30	N_25	N_20	N_15	N_10	N_5	C	T_5	T_10	T_15	T_20	T_25	T_30
S_15				-2,59±1,51 -0,70±0,30 p=0,001				-2,71±1,76 -1,47±0,72 p=0,033				-2,89±1,53 -1,99±0,75 p=0,397	
S_10					-2,48±1,52 -0,61±0,37 p=0,001			-2,72±1,49 -0,99±0,53 p=0,003		-2,62±1,57 -1,40±0,58 p=0,019			
S_5						-2,35±1,67 -1,03±0,75 p=0,019		-2,51±1,59 -1,13±0,40 p=0,004	-2,45±1,63 -1,06±0,58 p=0,005				
C	-2,64±1,60 -1,63±0,75 p=0,140	-2,71±1,54 -1,79±0,63 p=0,158	-2,58±1,43 -1,04±0,89 p=0,002	-2,65±1,65 -0,78±0,37 p=0,002	-2,56±1,61 -0,53±0,29 p=0,001	-2,42±1,61 -0,71±0,36 p=0,002	-2,40±1,50 -0,73±0,50 p=0,002	-2,43±1,61 -0,96±0,47 p=0,004	-2,63±1,59 -1,66±0,58 p=0,140	-2,87±1,57 -1,94±0,74 p=0,124	-2,97±1,56 -1,74±1,20 p=0,009	-3,05±1,59 -1,57±1,01 p=0,001	-3,05±1,69 -1,59±1,38 p=0,002
I_5						-2,33±1,55 -0,98±0,49 p=0,002		-2,35±1,55 -1,33±0,47 p=0,013	-2,35±1,63 -1,08±0,36 p=0,008				
I_10						-2,29±1,55 -0,97±0,69 p=0,002		-2,34±1,56 -1,45±0,68 p=0,035		-2,46±1,56 -1,30±0,63 p=0,004			
I_15				-2,47±1,66 -1,25±0,82 p=0,002				-2,19±1,70 -1,56±0,99 p=0,507			-2,52±1,40 -1,59±0,91 p=0,064		

a) Wilcoxon Test

Tabela 9 - Refração Periférica - Componente J0

M	N_30	N_25	N_20	N_15	N_10	N_5	C	T_5	T_10	T_15	T_20	T_25	T_30
S_15				0,23±0,30 0,23±0,33 p=0,802			0,36±0,30 0,38±0,42 p=0,780			-0,04±0,19 -0,34±0,47 p=0,048			
S_10					0,28±0,25 0,22±0,48 p=0,638		0,22±0,24 0,09±0,26 p=0,039		0,00±0,15 -0,46±0,43 p=0,004				
S_5						0,09±0,22 0,12±0,69 p=0,442	0,15±0,24 0,15±0,51 p=0,875	0,04±0,18 -0,29±0,47 p=0,022					
C	-0,67±0,45 -0,66±0,86 0,851	-0,56±0,35 -0,93±0,62 0,028	-0,32±0,57 -0,71±0,54 0,026	-0,22±0,48 -0,23±0,53 p=0,777	-0,13±0,27 0,01±0,44 p=0,173	0,03±0,25 -0,22±0,48 p=0,022	0,03±0,20 -0,16±0,48 p=0,124	-0,08±0,20 -0,33±0,43 p=0,013	-0,22±0,22 -0,69±0,45 p=0,005	-0,46±0,24 -0,67±0,52 p=0,198	-0,71±0,21 -0,40±0,72 p=0,096	-1,07±0,25 -0,61±0,61 p=0,030	-1,32±0,40 -1,48±0,98 p=0,470
I_5						0,02±0,25 -0,04±0,55 p=0,451	0,03±0,12 -0,05±0,68 p=0,638	0,02±0,20 -0,33±0,54 p=0,024					
I_10					0,07±0,26 0,20±0,46 p=0,851		0,12±0,14 0,02±0,48 p=0,300		-0,15±0,17 -0,12±0,57 p=0,851				
I_15			0,18±0,26 0,25±0,54 p=0,807				0,26±0,20 0,07±0,50 p=0,221			-0,12±0,21 -0,25±0,32 p=0,177			

a) Wilcoxon Test

Tabela 10 - Refração Periférica - Componente J45

M	N_30	N_25	N_20	N_15	N_10	N_5	C	T_5	T_10	T_15	T_20	T_25	T_30
S_15				-0,09±0,44 0,02±0,46 0,030			-0,11±0,40 0,10±0,56 0,046			-0,09±0,60 0,00±0,70 0,701			
S_10					-0,09±0,38 -0,02±0,32 0,084		-0,05±0,32 -0,04±0,55 0,925		-0,09±0,39 -0,02±0,47 0,530				
S_5						-0,06±0,24 0,03±0,38 0,258	-0,08±0,26 -0,18±0,80 0,778	-0,03±0,29 -0,16±0,44 0,300					
C	-0,07±0,36 -0,12±0,58 0,451	-0,11±0,33 -0,16±0,53 0,916	-0,04±0,41 0,07±0,57 0,433	-0,01±0,31 -0,08±0,53 0,594	-0,04±0,34 -0,06±0,38 0,950	-0,01±0,22 -0,01±0,44 0,660	-0,04±0,26 0,05±0,34 0,221	-0,01±0,25 -0,15±0,53 0,551	-0,04±0,24 -0,24±0,53 0,149	-0,08±0,26 -0,14±0,52 0,576	-0,08±0,28 0,00±0,37 0,470	-0,13±0,38 0,01±0,47 0,529	-0,11±0,43 -0,14±0,45 0,510
I_5						0,07±0,28 -0,21±0,39 0,035	0,02±0,30 0,08±0,60 0,551	0,03±0,27 0,03±0,57 0,706					
I_10					0,07±0,27 -0,07±0,29 0,300		0,13±0,31 0,00±0,57 0,510		0,03±0,32 0,01±0,78 1,000				
I_15				0,12±0,22 0,12±0,35 0,778			0,10±0,34 0,24±0,64 0,401			0,04±0,52 0,18±0,80 0,330			

a) Wilcoxon Test

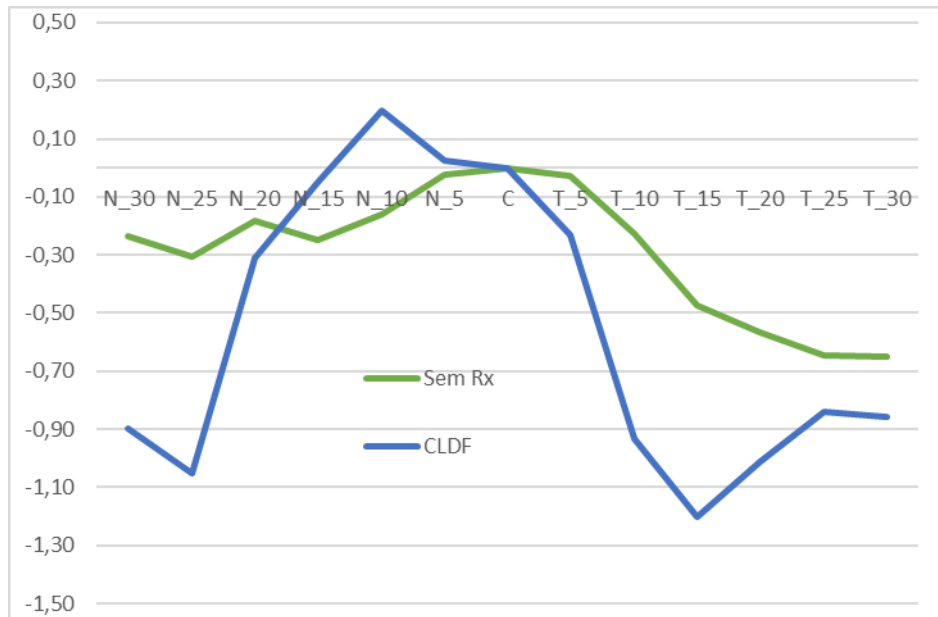


Gráfico 4 – Refração Periférica Relativa medida ao longo do Meridiano Horizontal

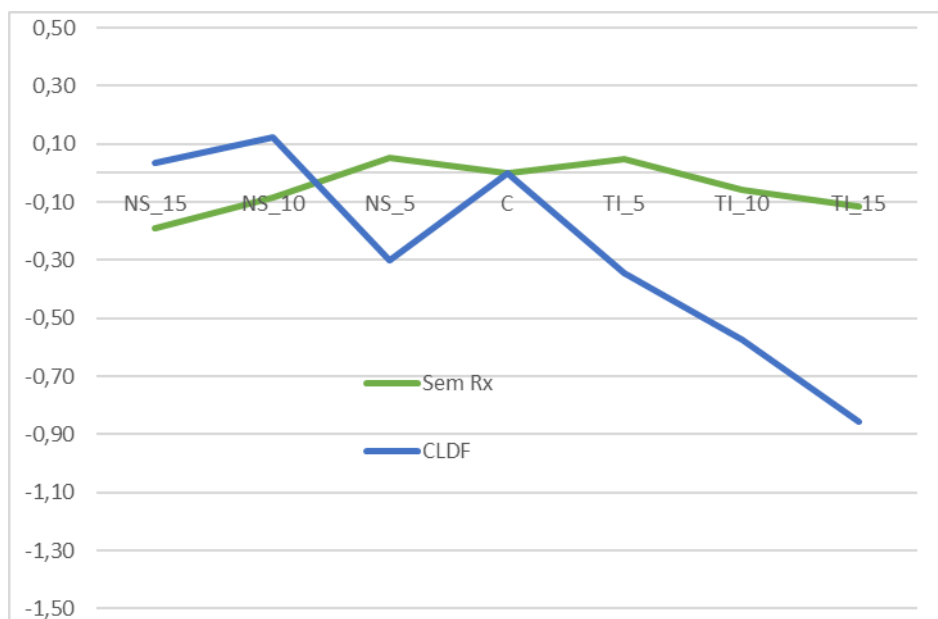


Gráfico 5 - Refração Periférica Relativa medida ao longo do 1º Meridiano Oblíquo

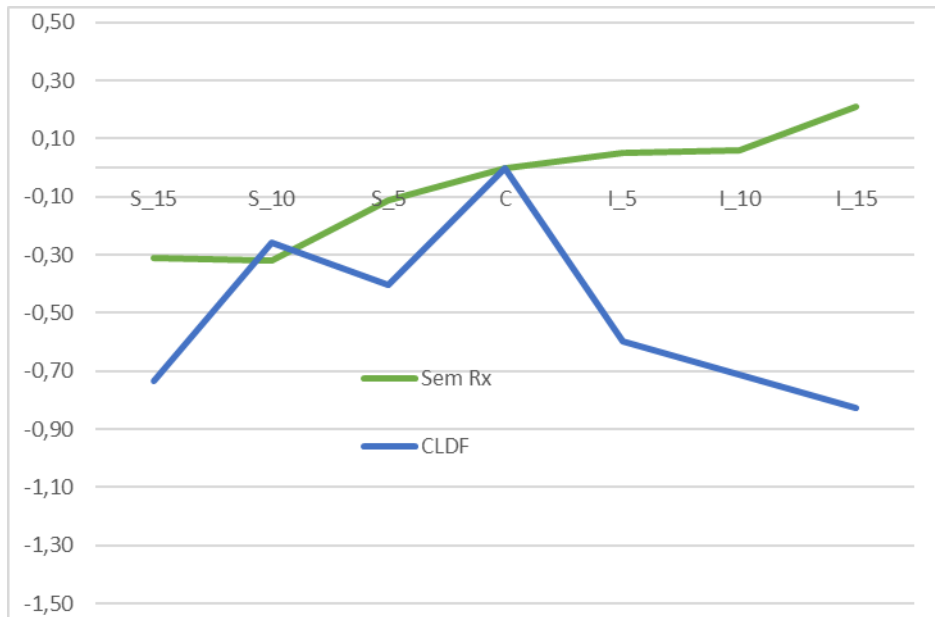


Gráfico 6 - Refração Periférica Relativa medida ao longo do Meridiano Vertical

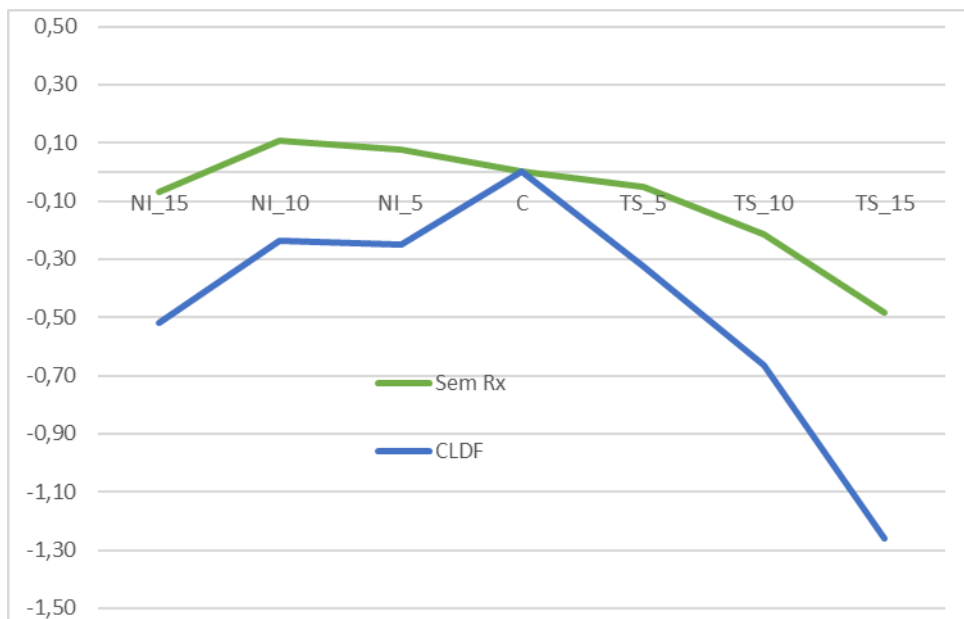


Gráfico 7 - Refração Periférica Relativa medida ao longo do 2º Meridiano Oblíquo

4.5. Resposta Eletrofisiológica da Retina

4.5.1. Componentes N1, P1, N2 e P2 da onda mfERG

A análise da resposta eletrofisiológica da retina foi realizada por anéis (Ring1 a Ring5) e por quadrantes (Q1 a Q4). A tabela 11 apresenta os valores médios do tempo e amplitude correspondentes às componentes N1, P1, P2 e N2 da onda mfERG, assim como a sua significância estatística das comparações entre a condição controlo e a LC *Misight 1 Day*.

Tabela 11- Valores médios e desvios-padrão da amplitude (μV) e tempo implícito (ms) das componentes N1, P1, P2 e N2, análise realizada por anéis concêntricos e quadrantes.

		Tempo				Amplitude			
		N1	P1	P2	N2	N1	P1	P2	N2
RING1	Sem Rx	31,9 \pm 5,2	44,1 \pm 4,0	76,3 \pm 4,2	88,7 \pm 3,5	-0,23 \pm 0,19	0,50 \pm 0,25	0,20 \pm 0,24	-0,63 \pm 0,35
	LCDF	31,1 \pm 4,3	46,0 \pm 4,0	76,2 \pm 5,2	86,9 \pm 3,3	-0,29 \pm 0,16	0,60 \pm 0,28	0,19 \pm 0,16	-0,67 \pm 0,45
	Diff	0,9 \pm 6,6	-1,9 \pm 6,0	0,1 \pm 4,1	1,8 \pm 3,8	0,06 \pm 0,16	-0,09 \pm 0,18	0,01 \pm 0,16	0,04 \pm 0,39
	p	0,658	0,445	0,801	0,073	0,173	0,108	0,706	0,802
RING2	Sem Rx	30,0 \pm 2,5	42,4 \pm 2,2	70,4 \pm 4,5	83,7 \pm 1,4	-0,18 \pm 0,09	0,27 \pm 0,11	0,16 \pm 0,13	-0,38 \pm 0,12
	LCDF	29,8 \pm 3,7	43,4 \pm 4,2	72,3 \pm 5,6	83,1 \pm 2,7	-0,20 \pm 0,08	0,28 \pm 0,10	0,15 \pm 0,10	-0,42 \pm 0,26
	Diff	0,2 \pm 4,9	-1,1 \pm 2,8	-1,9 \pm 5,2	0,6 \pm 2,2	0,02 \pm 0,14	0,00 \pm 0,10	0,01 \pm 0,13	0,04 \pm 0,25
	p	0,448	0,205	0,373	0,266	0,802	0,834	0,875	0,221
RING3	Sem Rx	29,6 \pm 3,1	40,2 \pm 1,1	72,3 \pm 3,8	80,4 \pm 1,2	-0,18 \pm 0,06	0,23 \pm 0,09	0,16 \pm 0,05	-0,39 \pm 0,11
	LCDF	30,7 \pm 4,2	41,4 \pm 3,8	74,4 \pm 5,0	81,6 \pm 4,9	-0,18 \pm 0,04	0,26 \pm 0,11	0,13 \pm 0,06	-0,41 \pm 0,21
	Diff	-1,1 \pm 5,0	-1,1 \pm 3,2	-2,1 \pm 4,0	-1,2 \pm 4,5	0,00 \pm 0,04	-0,04 \pm 0,08	0,03 \pm 0,05	0,02 \pm 0,15
	p	0,687	0,380	0,031	0,755	0,889	0,099	0,049	0,551
RING4	Sem Rx	29,6 \pm 3,2	40,6 \pm 0,9	73,6 \pm 1,4	80,2 \pm 1,1	-0,15 \pm 0,05	0,19 \pm 0,08	0,12 \pm 0,08	-0,29 \pm 0,09
	LCDF	29,6 \pm 3,4	42,0 \pm 3,5	75,2 \pm 4,6	81,5 \pm 4,8	-0,17 \pm 0,07	0,23 \pm 0,08	0,12 \pm 0,05	-0,32 \pm 0,14
	Diff	0,0 \pm 3,1	-1,4 \pm 2,9	-1,6 \pm 3,9	-1,3 \pm 4,1	0,02 \pm 0,06	-0,04 \pm 0,06	0,00 \pm 0,08	0,03 \pm 0,08
	p	0,918	0,084	0,014	0,236	0,262	0,059	1,000	0,198

RING5	Sem Rx	30,3±3,2	42,0±1,5	74,7±1,3	81,3±1,1	-0,16±0,07	0,21±0,08	0,13±0,07	-0,28±0,09
	LCDF	31,8±2,7	43,6±3,7	76,3±4,6	82,6±4,6	-0,15±0,08	0,25±0,08	0,09±0,07	-0,30±0,13
	Diff	-1,5±3,1	-1,6±3,1	-1,6±4,0	-1,4±4,3	-0,01±0,04	-0,05±0,06	0,04±0,06	0,02±0,08
	p	0,117	0,039	0,039	0,109	0,506	0,024	0,065	0,330
Soma	Sem Rx	30,4±2,3	41,4±1,2	74,0±1,3	80,9±1,1	-0,16±0,06	0,20±0,07	0,12±0,06	-0,29±0,07
	LCDF	30,6±1,7	42,7±3,5	76,5±5,9	83,1±6,3	-0,16±0,07	0,23±0,07	0,10±0,05	-0,32±0,11
	Diff	-0,1±1,4	-1,4±2,9	-2,5±5,3	-2,1±5,7	0,00±0,03	-0,04±0,04	0,02±0,05	0,04±0,07
	p	0,552	0,070	0,014	0,380	0,878	0,016	0,221	0,051
Q1	Sem Rx	30,8±2,7	41,8±1,1	73,6±3,8	80,9±1,3	-0,17±0,07	0,22±0,09	0,14±0,09	-0,31±0,08
	LCDF	31,2±3,3	42,8±3,3	76,0±4,6	82,1±4,8	-0,17±0,09	0,24±0,09	0,12±0,07	-0,30±0,15
	Diff	-0,4±3,9	-1,0±3,1	-2,4±5,0	-1,2±4,1	0,00±0,08	-0,02±0,08	0,03±0,11	-0,01±0,13
	p	0,726	0,388	0,042	0,380	0,925	0,245	0,507	0,729
Q2	Sem Rx	29,9±2,7	40,7±1,5	73,6±1,2	80,9±1,1	-0,18±0,06	0,15±0,10	0,15±0,07	-0,21±0,09
	LCDF	30,8±3,6	42,0±3,5	76,0±6,3	83,0±6,4	-0,17±0,05	0,19±0,07	0,08±0,06	-0,30±0,11
	Diff	-0,9±3,3	-1,3±2,8	-2,4±5,6	-2,1±5,8	-0,01±0,06	-0,04±0,06	0,07±0,10	0,09±0,09
	p	0,480	0,072	0,121	0,531	0,659	0,048	0,041	0,007
Q3	Sem Rx	29,1±2,4	40,9±1,1	73,1±2,8	80,9±1,2	-0,16±0,05	0,18±0,08	0,12±0,07	-0,30±0,11
	LCDF	30,4±3,0	42,3±3,6	76,1±5,9	83,1±6,3	-0,16±0,08	0,24±0,11	0,11±0,06	-0,33±0,14
	Diff	-1,3±4,5	-1,4±2,8	-3,1±5,3	-2,2±5,9	0,00±0,04	-0,05±0,08	0,01±0,07	0,04±0,09
	p	0,270	0,039	0,012	0,380	0,906	0,021	0,861	0,195
Q4	Sem Rx	28,7±5,1	41,1±3,5	72,9±4,3	80,2±1,9	-0,14±0,09	0,22±0,14	0,10±0,09	-0,31±0,17
	LCDF	31,1±3,4	43,2±3,3	75,9±4,5	82,5±4,8	-0,17±0,08	0,29±0,08	0,11±0,09	-0,35±0,14
	Diff	-2,4±6,0	-2,1±4,0	-2,9±4,5	-2,3±4,6	0,03±0,08	-0,07±0,12	-0,01±0,12	0,04±0,15
	p	0,390	0,047	0,017	0,010	0,068	0,015	0,727	0,421

a) Wilcoxon Test

Após análise da tabela 11, verificam-se diferenças estatisticamente diferentes nos componentes P1, P2 e N2 ($p < 0,05$). A amplitude e o tempo implícito, correspondentes a N1 não apresentam grandes alterações com a colocação da LC.

O tempo implícito correspondente a P2, apresenta alterações significativas nos Ring3 ($p=0,031$, *Wilcoxon Test*), Ring 4 ($p=0,014$, *Wilcoxon Test*) e Ring 5 ($p=0,039$, *Wilcoxon Test*), que correspondem à zona mais periférica da retina. O gráfico 8 representa o tempo implícito dos componentes N1, P1, N2 e P2, avaliado por anéis concêntricos. Podemos observar que o tempo que a resposta das componentes P1, P2 e N2 são mais rápidas do centro para a periferia. Quanto à avaliação por quadrantes, o tempo implícito da componente N2, no quadrante 4 é estatisticamente diferente ($p=0,010$, *Wilcoxon Test*). Relativamente ao tempo implícito correspondente à componente P1, aumentou significativamente no anel periférico (R5) ($p=0,039$, *Wilcoxon Test*) e nos quadrantes 3 e 4 (retina temporal), ($p=0,039$, $p=0,047$, *Wilcoxon Test*, respetivamente). Através da análise do gráfico 9 é possível observar uma resposta da componente P1 mais tardia do centro para a periferia. Similarmente, o tempo implícito da componente P2 também apresenta alterações significativas na retina temporal (Q3 e Q4), ($p=0,012$, $p=0,017$, *Wilcoxon Test*, respetivamente). Contudo, é registado um aumento do tempo implícito na retina nasal inferior (Q1) ($p=0,042$, *Wilcoxon Test*).

A amplitude dos componentes N1 e N2 não sofreram alterações estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$). Contrariamente, a amplitude corresponde a P1 aumentou significativamente zona periférica, representada por Ring 5 ($p=0,024$, *Wilcoxon Test*). Analisando por quadrantes, concluímos que houve alterações significativas na retina superior (Q2 e Q3) e retina temporal (Q3 e Q4). O aumento de amplitude verificada nos quadrantes 2, 3 e 4, é significativamente maior na retina temporal (Q2 $p=0,048$, Q3 $p=0,021$ e Q4 $p=0,015$, *Wilcoxon Test*). A amplitude da componente P2, no Ring 3 é estatisticamente diferente, no entanto o valor de p encontra-se no limiar da significância estatística ($p=0,049$ *Wilcoxon Test*).

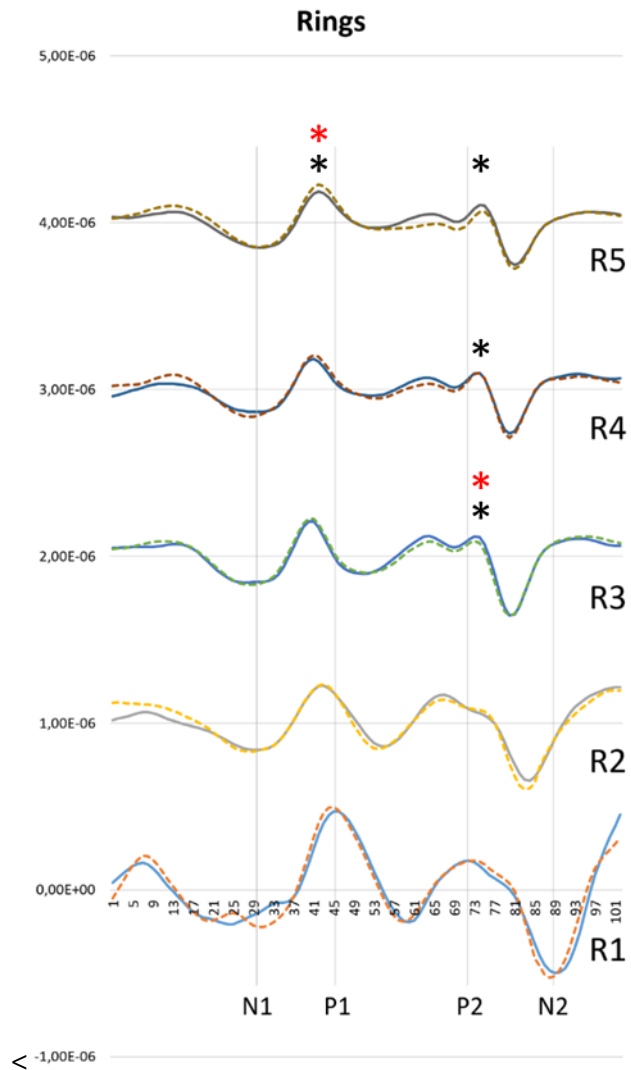


Gráfico 8 - Tempo implícito dos componentes N1, P1, N2 e P2, avaliado por anéis concêntricos. A linha contínua corresponde à condição "Sem Rx" e a linha tracejada corresponde à condição "LCDF".
 *Diferença Estatisticamente Significativa – Amplitude e *Diferença Estatisticamente Significativa – Tempo Implícito;

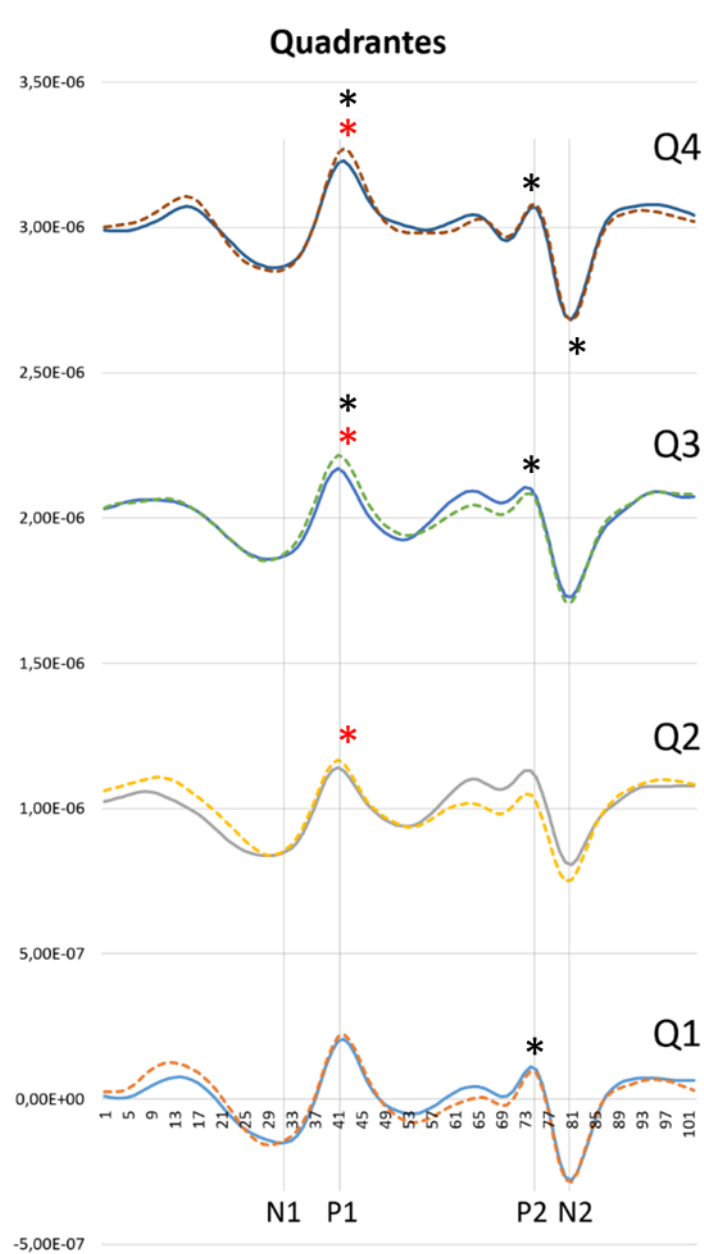


Gráfico 9 - Tempo implícito dos componentes N1, P1, N2 e P2, avaliado por quadrantes. A linha contínua corresponde à condição “Sem Rx” e a linha tracejada corresponde à condição “LCDF”. *Diferença Estatisticamente Significativa – Amplitude e *Diferença Estatisticamente Significativa – Tempo Implícito;

4.5.2. Análise das componentes CD e CI da onda mfERG

Na tabela seguinte, são apresentados os valores médios e desvios-padrão da amplitude e tempo implícito dos componentes direto e induzido, assim como a diferença entre as duas condições de estudo

e respetiva significância estatística. Esta análise foi dividida por anéis (Ring 1 ao Ring 5) e por quadrantes (Q1 a Q4).

Tabela 12 - Valores médios e desvios-padrão da amplitude (μV) e tempo implícito (ms) dos componentes direto e induzido, análise realizada por anéis concêntricos e quadrantes.

		<i>DC Implicit Time</i>	<i>DC Amplitude</i>	<i>IC Implicit Time</i>	<i>IC Amplitude</i>
RING1	Sem Rx	44,07±4,03	0,74±0,22	44,64±4,67	0,82±0,30
	LCDF	46,00±4,04	0,88±0,29	40,93±4,87	0,87±0,50
	Diff	-1,93±5,99	-0,15±0,21	3,71±8,00	-0,04±0,37
	p	0,445	0,030	0,057	0,683
RING2	Sem Rx	42,36±2,21	0,45±0,11	41,36±1,65	0,54±0,16
	LCDF	43,43±4,16	0,47±0,12	39,64±4,11	0,57±0,28
	Diff	-1,07±2,81	-0,02±0,11	1,71±3,02	-0,03±0,25
	p	0,205	0,510	0,041	0,510
RING3	Sem Rx	40,21±1,12	0,41±0,12	40,14±0,53	0,55±0,15
	LCDF	41,36±3,79	0,44±0,13	40,21±2,36	0,54±0,23
	Diff	-1,14±3,18	-0,03±0,05	-0,07±2,34	0,01±0,15
	p	0,380	0,014	0,660	0,778
RING4	Sem Rx	40,64±0,93	0,34±0,11	39,57±0,51	0,41±0,13
	LCDF	42,00±3,46	0,40±0,13	39,50±2,53	0,44±0,16
	Diff	-1,36±2,92	-0,06±0,07	0,07±2,50	-0,03±0,09
	p	0,084	0,022	0,596	0,198
RING5	Sem Rx	42,00±1,47	0,37±0,12	39,29±0,61	0,41±0,13
	LCDF	43,57±3,69	0,40±0,14	39,14±2,44	0,40±0,16
	Diff	-1,57±3,11	-0,04±0,05	0,14±2,51	0,01±0,08
	p	0,039	0,030	0,359	0,510
Soma	Sem Rx	41,36±1,22	0,35±0,11	39,57±0,51	0,41±0,11
	LCDF	42,71±3,54	0,39±0,12	40,43±3,06	0,42±0,12
	Diff	-1,36±2,92	-0,04±0,04	-0,86±3,08	-0,02±0,06

	p	0,070	0,009	0,942	0,272
Q1	Sem Rx	41,79±1,12	0,39±0,13	39,14±1,10	0,45±0,10
	LCDF	42,79±3,31	0,41±0,16	39,36±2,90	0,42±0,18
	Diff	-1,00±3,14	-0,02±0,09	-0,21±2,61	0,03±0,13
	p	0,388	0,331	0,951	0,397
Q2	Sem Rx	40,71±1,49	0,33±0,11	40,21±0,97	0,35±0,11
	LCDF	42,00±3,46	0,36±0,11	41,00±3,26	0,37±0,11
	Diff	-1,29±2,76	-0,03±0,03	-0,79±3,53	-0,02±0,04
	p	0,072	0,008	1,000	0,331
Q3	Sem Rx	40,86±1,10	0,34±0,11	40,00±0,78	0,42±0,16
	LCDF	42,29±3,65	0,39±0,15	40,86±3,11	0,44±0,15
	Diff	-1,43±2,77	-0,06±0,08	-0,86±3,53	-0,02±0,10
	p	0,039	0,026	0,666	0,433
Q4	Sem Rx	41,07±3,47	0,35±0,21	39,14±1,96	0,41±0,24
	LCDF	43,21±3,31	0,46±0,14	39,36±2,50	0,46±0,16
	Diff	-2,14±3,98	-0,11±0,19	-0,21±3,12	-0,05±0,23
	p	0,047	0,016	0,952	0,510

a) Wilcoxon Test

O tempo implícito do componente direto aumentou significativamente nos quadrantes 3 e 4 (retina temporal). Contrariamente, o tempo implícito do componente induzido foi minimamente alterado, no entanto diminui em média 1,71ms na área delimitada pelo Ring 2, com significância estatística ($p= 0,041$, *Wilcoxon Test*).

No que concerne à amplitude do componente induzido, não foram registadas quaisquer alterações significativas. Pelo contrário, a amplitude CD aumentou de forma significativa na retina temporal (Q3 e Q4) e retina superior (Q2 e Q3) ($p<0,05$, *Wilcoxon Test*). Se a análise for feita através dos anéis concêntricos, obtém-se um aumento significativo da amplitude do componente direto em toda a área retiniana, à exceção da área delimitada pelo Ring 2, que apesar da amplitude ter aumentado, essa diferença não é estaticamente

significativa ($p= 0,510$, *Wilcoxon Test*). A LC *Misight 1 Day*, induz um aumento da amplitude CD em toda a área da retina.

5 DISCUSSÃO

Neste estudo foram avaliados os efeitos que a LC *Misight 1 Day* induz na superfície corneal, qualidade ótica do olho e na desfocagem periférica da imagem retiniana. Foram também estudadas as respostas eletrofisiológicas em diferentes zonas da retina com e sem lente de contacto.

Neste capítulo será feita a discussão dos resultados obtidos.

5.1. Acuidade Visual

Os valores de AV LogMAR de alto contraste obtidos com a LC *Misight 1 Day* são mais negativos, o que significa que a LC apresenta maior acuidade visual do que com as lentes oftálmicas. Os nossos resultados, em média, não estão de acordo com os encontrados por Pomedá *et al.* (2018) onde obteve maior acuidade visual no grupo corrigido com lentes oftálmicas em comparação com o grupo *Misight*, no entanto essa diferença não foi estatisticamente significativa ($p=0,627$). Os valores de acuidade visual de alto contraste com LC registados no nosso estudo (-0,09 LogMAR) mostram-se inferiores (superiores em AV) aos valores de AV de alto contraste adquiridos por Pomedá *et al.*, em 2018 (-0,06 LogMAR).⁶⁸

A acuidade visual de baixo contraste registada com a lente de contacto é inferior à das lentes oftálmicas em média duas letras, contudo sem diferenças estatisticamente significativas. Kollbaum *et al.*, em 2013, avaliaram a qualidade visual de um novo *design* de LC, onde demonstraram que a acuidade em condições de baixo contraste é significativamente pior com as lentes de contacto de duplo foco do que com lentes de contacto monofocais ($p = 0,001$).⁶⁹

5.2. Topografia Corneal

Os resultados deste estudo mostram alterações na potência da superfície anterior da córnea do centro em direção à córnea periférica com a utilização da lente de contacto *Misight 1 Day*.

A potência tangencial da superfície anterior da córnea após a colocação da LC mostra, como esperado, que a potência da córnea diminuiu na zona central e aumenta em quatro zonas distintas, mas nunca superior à da topografia inicial. O mesmo foi observado por Queirós *et al.*, em 2010, quando

analisaram a potência da superfície anterior da córnea para diferentes opções de tratamento refrativo da córnea (cirúrgico e não cirúrgico).⁶² Num outro estudo, em 2006, González-Méijome *et al.*, avaliaram as alterações nas curvaturas da córnea (centrais e periféricas) após tratamento LASIK. Encontraram um padrão semelhante da alteração da potência induzida, mostrando uma diminuição de potência da córnea até 6mm de diâmetro corneal (3mm do centro).⁹²

5.3. Aberrações de Alta Ordem

Relativamente às aberrações de alta ordem verificou-se um aumento das aberrações avaliadas quando comparadas com o uso da LC *Misight 1 Day*, para pupilas de 5mm. Estes resultados são consistentes com os encontrados por Peyre *et al.*, em 2005, que estudaram as aberrações oculares obtidas com diferentes lentes de contacto multifocais. Concluíram que o uso de LCM induz um aumento nas aberrações de alta ordem.⁹³ Os nossos resultados vão de encontro aos resultados obtidos por Pauné *et al.*, no ano de 2016, que avaliaram o desempenho de uma LC projetada para induzir desfocagem miópica periférica. Concluíram que, esta lente induzia um aumento nas aberrações de alta ordem, nomeadamente da aberração comática.⁷¹

5.4. Refração Periférica

Os nossos resultados indicam que quando os olhos miópicos são corrigidos com as lentes de contacto *Misight 1 Day*, as refrações periféricas tornam-se significativamente mais miopes. Em 2012, Backhouse *et al.*, similarmente, observaram uma indução do desfocado miópico em olhos miópicos quando corrigidos com lentes de contacto.²³

A mudança de refração periférica induzida a 30° Nasais é de -0,66D. Em 2012, Rosén *et al.* encontraram uma mudança de refração periférica de -0,50D a 30° Nasais.⁹⁴ Já Lopes-Ferreira *et al.*, em 2013, obtiveram uma mudança de -0,87D com uma lente de contacto multifocal com adição de 2,00D.⁴⁵

Relativamente aos valores obtidos dos componentes J0 e J45, não foram encontradas muitas diferenças significativas nas excentricidades avaliadas, o que vai de encontro com alguns estudos realizados anteriormente.^{45,95,96}

Estes resultados são consistentes, também, com os encontrados por Sankaridurg P *et al.*, em 2011. Esta lente de contacto era constituída por uma zona central para correção da miopia, uma zona com adição de +1.00D e outra zona mais externa com adição de +2.00D. No período de 12 meses, esta lente permitiu uma redução da progressão da miopia em 34% e provocou uma miopização periférica.⁴⁷

5.5. Resposta Eletrofisiológica da Retina

Na retina temporal superior, a LC *Misight 1 Day* apresentou um maior tempo implícito e amplitude da componente P1, sendo estas diferenças estatisticamente significativas. O tempo implícito da componente P2 aumentou na retina temporal e na área retiniana delimitada pelos Ring 3, 4 e 5.

O efeito do desfocado positivo e negativo já foi avaliado em alguns trabalhos, já mencionados anteriormente.^{79,86} Em 2015, Chin *et al.*, analisaram as respostas do mfERG em diferentes condições de desfocagem ótica (+2,00D e -2,00D). O desfoque produzido pela lente de +2,00D aumentou a resposta CD e diminuiu a resposta CI.⁷⁹ Noutro estudo, em 2012, W.-C. Ho *et al.*, investigaram os efeitos do desfocado positivo e negativo na atividade da retina. Os autores concluíram que a amplitude dos componentes diretos foi reduzida significativamente sob o efeito da desfocagem miópica na região paracentral, ao contrário do efeito da desfocagem hipermetrópica que não alterou significativamente a amplitude. A resposta dos componentes induzidos sofreu um incremento notável na amplitude sob desfocagem hipermetrópica, na região paracentral. A sua alteração sob a desfocagem miópica foi mínima. Concluíram que a desfocagem hipermetrópica afeta predominantemente os CI. Quanto ao tempo implícito, o desfocado positivo e negativo, não tiveram efeito significativo.⁸⁶ Contrariamente, os nossos resultados não mostraram significância estatística nas respostas dos componentes induzidos, no entanto verificámos um aumento evidente do valor da amplitude CD.

Kawabata & Adachi-Usami, em 1997, estudaram as alterações precoces da função retiniana, em jovens emetropes ou com baixa miopia, míopes médios e míopes elevados. Verificaram uma redução na amplitude e atraso de latência, à medida que a miopia aumentava. As amplitudes das zonas periféricas são mais reduzidas nos grupos míopes. Porém os nossos resultados mostram, que o uso da LC *Misight 1 Day* provoca um aumento da amplitude e tempo implícito na zona da retina periférica. Os autores concluíram que à medida que a miopia aumentava, as amplitudes CD em 96% de contraste e as amplitudes CD e CI em 49% de contraste, de todas as regiões examinadas, foram reduzidas.⁸⁴ Por sua

vez, os resultados deste trabalho apresentam um aumento da amplitude CD em toda a área retiniana, à exceção da área delimitada pelo Ring 2, que apesar da amplitude ter aumentado, essa diferença não foi significativa.

Silva *et al.*, em 2010, avaliaram o tempo implícito e amplitude do componente P1, por quadrantes (superior, inferior, nasal e temporal). Observaram um aumento no tempo implícito na retina superior do que na retina inferior, não encontrando diferenças estatisticamente significativas na retina nasal e temporal. No que diz respeito à amplitude de P1, obtiveram valores mais elevados na retina nasal e inferior. As células ganglionares não se encontram distribuídas de forma uniforme em toda a retina, existe uma maior densidade na retina nasal e superior, quando comparado com a retina temporal e inferior. Desta forma, é expectável diferentes respostas retinianas de acordo com os diferentes quadrantes.⁹⁷ Relativamente aos valores de tempo implícito, os nossos resultados vão de encontro com os resultados obtidos por Silva *et al.*⁹⁷ Embora os autores não tenham encontrado significância estatística, no nosso estudo o tempo implícito do componente direto aumentou significativamente na retina temporal. Por sua vez, a amplitude CD aumentou de forma significativa na retina temporal e superior, contrariamente aos resultados obtidos pelos autores.⁹⁷

Em 2020, Fung, *et al.*, investigaram o efeito de uma lente de contacto de duplo foco nas respostas da retina medidas por gf-mfERG. Os resultados apresentaram um valor da amplitude de CI maior com o uso da CLDF (+7,50D), principalmente nas regiões central e para-macular. No entanto, a amplitude de CD não apresentou diferenças significativas nas CLDF (+2,50D e +7,50D).⁹⁸ Pelo contrário, os nossos resultados não encontram diferenças estatisticamente significativas e verificamos um aumento da amplitude de CD na retina temporal superior.

Oyamada *et al.*, em 2007, relataram vários fatores como fixação excêntrica, movimentos oculares, correção refrativa, impedâncias altas, como fatores intervenientes que requerem a devida atenção. A colaboração do paciente e a forma como este se posiciona são fatores muito importante que podem originar erros na interpretação dos resultados.⁹⁹

Gonzalez *et al.*, em 2004, estudaram os possíveis efeitos do diâmetro pupilar na resposta eletrofisiológica da retina. Observaram que a amplitude de P1 foi mais reduzida e o tempo implícito aumentou com a diminuição do diâmetro pupilar. O diâmetro pupilar pode influenciar as respostas obtidas quer a nível de amplitude e tempo implícito da componente P1.¹⁰⁰ A dilatação pupilar é uma prática recomendada pela ISCEV na realização do mfERG.⁷⁴

Jackson *et al.*, em 2002, avaliaram o efeito da idade na resposta eletrofisiológica. O estudo incluiu dois grupos, um grupo com idades entre os 19 e os 30 anos e outro com idades entre os 60 e 74 anos. Concluíram que a amplitude da resposta foi mais reduzida no grupo com idades superiores, tendo sido mais acentuada na retina central.¹⁰¹ No mesmo ano, Nabeshima *et al.*, chegou à conclusão que a resposta eletrofisiológica da retina aparentemente diminui a partir dos 50 anos.¹⁰² Desta forma, é necessário ter em conta a idade do paciente aquando da avaliação da resposta retiniana.

6 CONCLUSÕES

- ✓ A lente de contacto *Misight 1 Day*, altera a potência refrativa da superfície anterior da córnea. A potência da córnea diminuiu na zona central e aumenta em quatro zonas distintas, mas nunca superior à da topografia inicial.
- ✓ A lente de contacto *Misight 1 Day* induz um aumento significativo das aberrações de alta ordem.
- ✓ A lente de contacto *Misight 1 Day* demonstrou capacidade de induzir miopização periférica razoável.
- ✓ A lente de contacto *Misight 1 Day* aparenta provocar mais alterações na resposta eletrofisiológica da retina na região temporal e superior.

7 PERSPETIVAS FUTURAS

Tendo em conta os resultados obtidos neste trabalho, será pertinente aumentar o tamanho da amostra e avaliar um maior número de sujeitos. Acompanhar os sujeitos e verificar se ocorrem alterações na resposta eletrofisiológica da retina, durante o uso prolongado das LC *Misight 1 Day*.

8 BIBLIOGRAFIA

1. Foster PJ, Jiang Y. Epidemiology of myopia. *Eye*. 2014;28(2):202-208. doi:10.1038/eye.2013.280
2. Saw SM, Gazzard G, Shin-Yen EC, Chua WH. Myopia and associated pathological complications. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2005;25(5):381-391. doi:10.1111/j.1475-1313.2005.00298.x
3. Morgan I, Rose K. How genetic is school myopia? *Prog Retin Eye Res*. 2005;24(1):1-38. doi:10.1016/j.preteyeres.2004.06.004
4. Xiang F, He M, Morgan IG. The Impact of Parental Myopia on Myopia in Chinese Children: Population-Based Evidence. *Optom Vis Sci*. 2012;89(10):1487-1496. doi:10.1097/OPX.0b013e31826912e0
5. Ip JM, Saw S-M, Rose KA, et al. Role of Near Work in Myopia: Findings in a Sample of Australian School Children. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2008;49(7):2903-2910. doi:10.1167/iovs.07-0804
6. Saxena R, Vashist P, Tandon R, et al. Incidence and progression of myopia and associated factors in urban school children in Delhi: The North India Myopia Study (NIM Study). *PLoS One*. 2017;12(12):1-12. doi:10.1371/journal.pone.0189774
7. Smith EL, Hung LF, Arumugam B. Visual regulation of refractive development: Insights from animal studies. *Eye*. 2013;28(2):180-188. doi:10.1038/eye.2013.277
8. Holden BA, Fricke TR, Wilson DA, et al. Global prevalence of myopia and high myopia and temporal trends from 2000 through 2050. *Am Acad Ophthalmol*. 2016;123(5):1036-1042. doi:10.1016/j.optha.2016.01.006
9. González-Méijome JM, Peixoto-De-Matos SC, Faria-Ribeiro M, et al. Strategies to regulate myopia progression with contact lenses: A review. *Eye Contact Lens*. 2016;42(1):24-34. doi:10.1097/ICL.0000000000000100
10. Sachidanandam R, Ravi P, Sen P. Effect of Axial Length on Full-field and Multifocal Electroretinograms. *Clin Exp Optom*. 2017;100(6):668-675. doi:10.1111/cxo.12529
11. Flitcroft DI, He M, Jonas JB, et al. IMI – Defining and Classifying Myopia: A proposed Set of Standards for Clinical and Epidemiologic Studies. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2019;60(3):M20-M30. doi:10.1167/iovs.18-25957
12. World Health Organization. *The Impact of Myopia and High Myopia: Report of the Joint World Health Organisation-Brian Holden Vision Institute Global Scientific Meeting on Myopia.*; 2015. <https://www.who.int/blindness/causes/MyopiaReportforWeb.pdf>.
13. Saw S-M, Gazzard G, Shin-Yen EC, Chua W-H. Myopia and associated pathological complications. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2005;25(5):381-391. doi:10.1111/j.1475-1313.2005.00298.x

14. Pan C-W, Ramamurthy D, Saw S-M. Worldwide prevalence and risk factors for myopia. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2012;32(1):3-16. doi:10.1111/j.1475-1313.2011.00884.x
15. Dolgin E. The Myopia Boom. *Nature.* 2015;519:276-278.
16. Morgan IG, Ohno-Matsui K, Saw SM. Myopia. *Lancet.* 2012;379(9827):1739-1748. doi:10.1016/S0140-6736(12)60272-4
17. Wong TY, Foster PJ, Johnson GJ, Seah SKL. Education, socioeconomic status, and ocular dimensions in Chinese adults: The Tanjong Pagar Survey. *Br J Ophthalmol.* 2002;86(9):963-968. doi:10.1136/bjo.86.9.963
18. Lee YY, Lo CT, Sheu SJ, Lin JL. What factors are associated with myopia in young adults? A survey study in Taiwan military conscripts. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2013;54(2):1026-1033. doi:10.1167/iovs.12-10480
19. Mutti DO, Hayes JR, Mitchell GL, et al. Refractive error, axial length, and relative peripheral refractive error before and after the onset of myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007;48(6):2510-2519. doi:10.1167/iovs.06-0562.Refractive
20. Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL. Peripheral refraction along the horizontal and vertical visual fields in myopia. *Vision Res.* 2006;46(8-9):1450-1458. doi:10.1016/j.visres.2005.10.023
21. Hoogerheide J, Rempt F, Hoogenboom WPH. Acquired Myopia in Young Pilots. *Ophthalmologica.* 1971;163(4):209-215. doi:10.1159/000306646
22. Chen X, Sankaridurg P, Donovan L, et al. Characteristics of peripheral refractive errors of myopic and non-myopic Chinese eyes. *Vision Res.* 2010;50(1):31-35. doi:10.1016/j.visres.2009.10.004
23. Backhouse S, Fox S, Ibrahim B, Phillips JR. Peripheral refraction in myopia corrected with spectacles versus contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2012;32(4):294-303. doi:10.1111/j.1475-1313.2012.00912.x
24. Cooper J, Tkatchenko A V. A Review of Current Concepts of the Etiology and Treatment of Myopia. *Eye Contact Lens.* 2018;0(0):1-17. doi:10.1097/ICL.0000000000000499
25. Queirós A, González-Méijome JM, Jorge J, Villa-Collar C, Gutiérrez AR. Peripheral Refraction in Myopic Patients After Orthokeratology. *Optom Vis Sci.* 2010;87(5):323-329. doi:10.1097/OPX.0b013e3181d951f7
26. Fedtke C, Ehrmann K, Bakaraju RC. Peripheral refraction and spherical aberration profiles with single vision, bifocal and multifocal soft contact lenses. *J Optom.* 2020;13(1):15-28. doi:10.1016/j.optom.2018.11.002
27. Quek TPL, Chua CG, Chong CS, et al. Prevalence of refractive errors in teenage high school students in Singapore. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2004;24(1):47-55. doi:10.1046/j.1475-1313.2003.00166.x
28. Ghosh A, Collins MJ, Read SA, Davis BA, Chatterjee P. Axial Elongation Associated with Biomechanical Factors during Near Work. *Optom Vis Sci.* 2014;91(3):322-329.

29. Woodman EC, Read SA, Collins MJ, et al. Axial elongation following prolonged near work in myopes and emmetropes. *Br J Ophthalmol*. 2011;95(5):652-656. doi:10.1136/bjo.2010.180323
30. Lin Z, Vasudevan B, Jhanji V, et al. Near work, outdoor activity, and their association with refractive error. *Optom Vis Sci*. 2014;91(4):376-382. doi:10.1097/OPX.0000000000000219
31. Sankaridurg PR, Holden BA. Practical applications to modify and control the development of ametropia. *Eye*. 2013;28(2):134-141. doi:10.1038/eye.2013.255
32. Adler D, Millodot M. The possible effect of undercorrection on myopic progression in children. *Clin Exp Optom*. 2006;89(5):315-321. doi:10.1111/j.1444-0938.2006.00055.x
33. Fulk GW, Cyert LA, Parker DE. A Randomized Trial of the Effect of Single-Vision vs. Bifocal Lenses on Myopia Progression in Children with Esophoria. *Optom Vis Sci*. 2000;77(8):395-401. doi:10.1097/00006324-200008000-00006
34. Edwards MH, Li RW, Lam CS, Lew JK, Yu BS. The Hong Kong Progressive Lens Myopia Control Study: Study Design and Main Findings. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2002;43(9):2852-2858.
35. Katz J, Schein OD, Levy B, et al. A Randomized Trial of Rigid Gas Permeable Contact Lenses to Reduce Progression of Children's Myopia. *Am J Ophthalmol*. 2003;136(1):82-90. doi:10.1016/S0002-9394(03)00106-5
36. Walline JJ, Jones LA, Mutti DO, Zadnik K. A Randomized Trial of the Effect of Rigid Contact Lenses on Myopia Progression. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2004;122(12):1760-1766. doi:10.1167/iovs.08-2067
37. Walline JJ, Greiner KL, McVey ME, Jones-Jordan LA. Multifocal contact lens myopia control. *Optom Vis Sci*. 2013;90(11):1207-1214. doi:10.1097/OPX.0000000000000036
38. Anstice NS, Phillips JR. Effect of dual-focus soft contact lens wear on axial myopia progression in children. *Am Acad Ophthalmol*. 2011;118(6):1152-1161. doi:10.1016/j.opthta.2010.10.035
39. Charm J, Cho P. High Myopia-Partial Reduction Ortho-k: A 2-Year Randomized Study. *Optom Vis Sci*. 2013;90(6):530-539.
40. Walline JJ. Myopia control: A review. *Eye Contact Lens*. 2016;42(1):3-8. doi:10.1097/ICL.0000000000000207
41. Chia A, Chua W-H, Cheung Y-B, et al. Atropine for the Treatment of Childhood Myopia: Safety and Efficacy of 0.5%, 0.1%, and 0.01% Doses (Atropine for the Treatment of Myopia 2). *Ophthalmology*. 2012;119(2):347-354. doi:10.1016/j.opthta.2011.07.031
42. Chua W-H, Balakrishnan V, Chan Y-H, et al. Atropine for the Treatment of Childhood Myopia. *Am Acad Ophthalmol*. 2006;113(12):2285-2291. doi:10.1016/j.opthta.2006.05.062
43. Huang J, Wen D, Wang Q, et al. Efficacy comparison of 16 interventions for myopia control in children: A network meta-analysis. *Ophthalmology*. 2016;123(4):697-708. doi:10.1016/j.opthta.2015.11.010

44. Sankaridurg P. Contact lenses to slow progression of myopia. *Clin Exp Optom*. 2017;100(5):432-437. doi:10.1111/cxo.12584
45. Lopes-Ferreira D, Ribeiro C, Neves H, et al. Peripheral refraction with dominant design multifocal contact lenses in young myopes. *J Optom*. 2013;6(2):85-94. doi:10.1016/j.optom.2013.01.001
46. Schulle KL, Berntsen DA, Sinnott LT, et al. Visual Acuity and Over-Refractive in Myopic Children Fitted with Soft Multifocal Contact Lenses. *Optom Vis Sci*. 2018;95(4):292. doi:10.1097/OPX.0000000000001207
47. Sankaridurg P, Holden B, Smith E, et al. Decrease in Rate of Myopia Progression with a Contact Lens Designed to Reduce Relative Peripheral Hyperopia: One-Year Results. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2011;52(13):9362-9367. doi:10.1167/iovs.11-7260
48. Lopes-Ferreira D, Ribeiro C, Maia R, et al. Peripheral myopization using a dominant design multifocal contact lens. *J Optom*. 2011;4(1):14-21. doi:10.1016/S1888-4296(11)70035-8
49. Walline JJ, Walker MK, Mutti DO, et al. Effect of high add power, medium add power, or single-vision contact lenses on myopia progression in children: The BLINK randomized clinical trial. *JAMA - J Am Med Assoc*. 2020;324(6):571-580. doi:10.1001/jama.2020.10834
50. Nti AN, Ritchey ER, Berntsen DA. Power profiles of centre–distance multifocal soft contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2021;41(2):393-400. doi:10.1111/opo.12770
51. Lam CSY, Tang WC, Tse DYY, Tang YY, To CH. Defocus Incorporated Soft Contact (DISC) lens slows myopia progression in Hong Kong Chinese schoolchildren: A 2-year randomised clinical trial. *Br J Ophthalmol*. 2014;98(1):40-45. doi:10.1136/bjophthalmol-2013-303914
52. Aller TA, Liu M, Wildsoet CF. Myopia Control with Bifocal Contact Lenses: A Randomized Clinical Trial. *Optom Vis Sci*. 2016;93(4):344-352. doi:10.1097/OPX.0000000000000808
53. Bakaraju RC, Ehrmann K, Ho A, Papas E. Inherent ocular spherical aberration and multifocal contact lens optical performance. *Optom Vis Sci*. 2010;87(12):1009-1022. doi:10.1097/OPX.0b013e3181fbad60
54. Hughes RPJ, Vincent SJ, Read SA, Collins MJ. Higher order aberrations, refractive error development and myopia control: a review. *Clin Exp Optom*. 2020;103(1):68-85. doi:10.1111/cxo.12960
55. Kim E, Bakaraju RC, Ehrmann K. Power Profiles of Commercial Multifocal Soft Contact Lenses. *Optom Vis Sci*. 2017;94(2):183-196. doi:10.1097/OPX.0000000000000998
56. Mountford J, Ruston D, Dave T. *Orthokeratology: Principles and Practice*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann; 2004.
57. Jessen GN. World wide summary of contact lens techniques. *Optom Vis Sci*. 1962;39(12):680-682.
58. Lipson MJ, Brooks MM, Koffler BH. The role of orthokeratology in myopia control: A review. *Eye Contact Lens*. 2018;44(4):224-230. doi:10.1097/ICL.0000000000000520

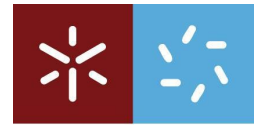
59. Mountford J. An Analysis of the Changes in Corneal Shape and Refractive Error Induced by Accelerated Orthokeratology. *Int Contact Lens Clin.* 1997;24:128-144. doi:10.1016/s0892-8967(97)00055-2
60. Mathur A, Atchison DA. Effect of Orthokeratology on Peripheral Aberrations of the Eye. *Optom Vis Sci.* 2009;86(5):E476-E484. doi:10.1097/OPX.0b013e31819fa5aa
61. Cho P, Cheung SW, Edwards M. The Longitudinal Orthokeratology Research in Children (LORIC) in Hong Kong: A Pilot Study on Refractive Changes and Myopic Control. *Curr Eye Res.* 2005;30(1):71-80. doi:10.1080/02713680590907256
62. Queirós A, González-Méijome JM, Villa-Collar C, Gutiérrez AR, Jorge J. Local Steepening in Peripheral Corneal Curvature After Corneal Refractive Therapy and LASIK. *Optom Vis Sci.* 2010;87(6):432-439. doi:10.1097/OPX.0b013e3181da8628
63. Batres L, Peruzzo S, Serramito M, Carracedo G. Accommodation response and spherical aberration during orthokeratology. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2020;258(1):117-127. doi:10.1007/s00417-019-04504-x
64. Hiraoka T, Kakita T, Okamoto F, Takahashi H, Oshika T. Long-term effect of overnight orthokeratology on axial length elongation in childhood myopia: A 5-year follow-up study. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2012;53(7):3913-3919. doi:10.1167/iovs.11-8453
65. Lee TT, Cho P. Discontinuation of Orthokeratology and Myopic Progression. *Optom Vis Sci.* 2010;87(12):1053-1056. doi:10.1097/OPX.0b013e3181fd5efc
66. [www.coopervision.pt/lentes-de-contacto/misight-1-day](https://coopervision.pt/lentes-de-contacto/misight-1-day). <https://coopervision.pt/lentes-de-contacto/misight-1-day>. Published 2020.
67. Pomedá AR, Pérez-Sánchez B, Cañadas Suárez MDP, Prieto Garrido FL, Gutiérrez-Ortega R, Villa-Collar C. MiSight Assessment Study Spain: A Comparison of Vision-Related Quality-of-Life Measures Between MiSight Contact Lenses and Single-Vision Spectacles. *Eye Contact Lens.* 2017;0(0):1-6. doi:10.1097/ICL.0000000000000413
68. Ruiz-Pomedá A, Pérez-Sánchez B, Valls I, Prieto-Garrido FL, Gutiérrez-Ortega R, Villa-Collar C. MiSight Assessment Study Spain (MASS). A 2-year Randomized Clinical Trial. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2018;256(5):1011-1021. doi:10.1007/s00417-018-3906-z
69. Kollbaum PS, Jansen ME, Tan J, Meyer DM, Rickert ME. Vision performance with a contact lens designed to slow myopia progression. *Optom Vis Sci.* 2013;90(3):205-214. doi:10.1097/OPX.0b013e3182812205
70. Chamberlain P, Peixoto-De-Matos SC, Logan NS, Ngo C, Jones D, Young G. A 3-year Randomized Clinical Trial of MiSight Lenses for Myopia Control. *Optom Vis Sci.* 2019;96(8):556-567. doi:10.1097/OPX.0000000000001410
71. Pauné J, Thivent S, Armengol J, Quevedo L, Faria-Ribeiro M, González-Méijome JM. Changes in peripheral refraction, higher-order aberrations, and accommodative lag with a radial refractive gradient contact lens in young myopes. *Eye Contact Lens.* 2016;42(6):380-387. doi:10.1097/ICL.0000000000000222

72. Sutter EE, Tran D. The Field Topography of ERG Components in Man-I. The Photopic Luminance Response. *Vision Res.* 1992;32(3):433-446. doi:10.1016/0042-6989(92)90235-B
73. Hébert M. Multifocal electroretinography: Introduction to the technique and its clinical application. *Can J Ophthalmol.* 2001;36(5):293-297. doi:10.1016/S0008-4182(01)80036-3
74. Hood DCI standard for clinical multifocal electroretinography (mfERG) (2011 edition), Bach M, Brigell M, et al. ISCEV standard for clinical multifocal electroretinography (mfERG) (2011 edition). *Doc Ophthalmol.* 2012;124(1):1-13. doi:10.1007/s10633-011-9296-8
75. Byron L. L. *Electrophysiology of Vision - Clinical Testing And Applications.*; 2005.
76. Mohidin N, Yap MKH, Jacobs RJ. Electrodes for Multifocal Electroretinography (mfERG): A Comparison of Four Electrodes Types. *Sains Malaysiana.* 2014;43(7):1089-1094.
77. Yin H, Pardue MT. Performance of the DTL electrode compared to the Jet contact lens electrode in clinical testing. *Doc Ophthalmol.* 2004;108(1):77-86. doi:10.1023/B:DOOP.0000018395.78512.4e
78. Marmor MF, Hood DC, Keating D, Kondo M, Seeliger MW, Miyake Y. Guidelines for basic multifocal electroretinography (mfERG). *Doc Ophthalmol.* 2003;106(2):105-115. doi:10.1023/A:1022591317907
79. Chin MP, Chu PHW, Cheong AMY, Chan HHL. Human Electroretinal Responses to Grating Patterns and Defocus Changes by Global Flash Multifocal Electroretinogram. *PLoS One.* 2015;10(4):1-21. doi:10.1371/journal.pone.0123480
80. Perlman I, Meyer E, Haim T, Zonis S. Retinal function in high refractive error assessed electroretinographically. *Br J Ophthalmol.* 1984;68(2):79-84. doi:10.1136/bjo.68.2.79
81. Ho WC, Kee C-S, Chan HHL. Myopic children have central reduction in high contrast multifocal erg response, while adults have paracentral reduction in low contrast response. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012;53(7):3695-3702. doi:10.1167/iovs.11-9379
82. Luu CD, Foulds WS, Tan DTH. Features of the multifocal electroretinogram may predict the rate of myopia progression in children. *Am Acad Ophthalmol.* 2007;114(8):1433-1438. doi:10.1016/j.optha.2006.11.030
83. Park S, Kim SH, Park TK, Ohn YH. Evaluation of structural and functional changes in non-pathologic myopic fundus using multifocal electroretinogram and optical coherence tomography. *Doc Ophthalmol.* 2013;126(3):199-210. doi:10.1007/s10633-013-9375-0
84. Kawabata H, Adachi-Usami E. Multifocal Electroretinogram in Myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1997;38(13):2844-2851.
85. Chen JC, Brown B, Schmid KL. Slow flash multifocal electroretinogram in myopia. *Vision Res.* 2006;46(18):2869-2876. doi:10.1016/j.visres.2006.02.021
86. Ho W-C, Wong O-Y, Chan Y-C, Wong S-W, Kee C-S, Chan HH-L. Sign-dependent changes in retinal electrical activity with positive and negative defocus in the human eye. *Vision Res.* 2012;52(1):47-

53. doi:10.1016/j.visres.2011.10.017
87. Mcalinden C, McCartney M, Moore J. Mathematics of Zernike polynomials: A review. *Clin Exp Ophthalmol*. 2011;39(8):820-827. doi:10.1111/j.1442-9071.2011.02562.x
88. Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg*. 2010;36(2):313-331. doi:10.1016/j.jcrs.2009.09.026
89. Queirós A, Amorim-de-Sousa A, Lopes-Ferreira D, Villa-Collar C, Gutiérrez ÁR, González-Méijome JM. Relative Peripheral Refraction Across 4 Meridians After Orthokeratology and LASIK Surgery. *Eye Vis*. 2018;5(12):1-8. doi:10.1186/s40662-018-0106-1
90. Ho W-C, Kee C-S, Chan HH-L. Myopia progression in children is linked with reduced foveal mfERG response. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2012;53(9):5320-5325. doi:10.1167/iovs.12-10185
91. Thibos LN, Wheeler W, Horner D. Power Vectors: An Application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error. *Optom Vis Sci*. 1997;74(6):367-375. doi:10.1097/00006324-199706000-00019
92. González-Méijome JM, Sañudo-Buitrago F, López-Aleman A, Almeida JB, Parafita MA. Correlations Between Central and Peripheral Changes in Anterior Corneal Topography After Myopic LASIK and Their Implications in Postsurgical Contact Lens Fitting. *Eye Contact Lens*. 2006;32(4):197-202. doi:10.1097/01.icl.0000191951.89321.b6
93. Peyre C, Fumery L, Gatinel D. Comparaison des aberrations optiques oculaires d'ordre élevé induites par différentes géométries de lentilles multifocales. *J Fr Ophthalmol*. 2005;28(6):599-604. doi:10.1016/s0181-5512(05)81101-5
94. Rosén R, Jaeken B, Lindskoog Petterson A, Artal P, Unsbo P, Lundström L. Evaluating the peripheral optical effect of multifocal contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2012;32(6):527-534. doi:10.1111/j.1475-1313.2012.00937.x
95. Lopes-Ferreira D, Ribeiro C, Maia R, et al. Peripheral myopization using a dominant design multifocal contact lens. *J Optom*. 2011;4(1):14-21. doi:10.1016/S1888-4296(11)70035-8
96. Fedtke C, Ehrmann K, Thomas V, Bakaraju RC. Peripheral refraction and aberration profiles with multifocal lenses. *Optom Vis Sci*. 2017;94(9):1-10. doi:10.1097/OPX.0000000000001112
97. Silva MF, Mateus C, Reis A, Nunes S, Fonseca P, Castelo-Branco M. Asymmetry of visual sensory mechanisms: Electrophysiological, structural, and psychophysical evidences. *J Vis*. 2010;10(6):1-11. doi:10.1167/10.6.26
98. Fung MMY, Choi KY, Chan HHL. The effect of simultaneous dual-focus integration on the global flash multifocal electroretinogram in the human eye. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2020:1-8. doi:10.1111/opo.12751
99. Oyamada MK, Dotto P de F, Abdalla M. Technical factors that influence multifocal electroretinogram (mfERG) recording. *Arq Bras Oftalmol*. 2007;70(4):713-717. doi:10.1590/s0004-27492007000400027

100. Gonzalez P, Parks S, Dolan F, Keating D. The effects of pupil size on the multifocal electroretinogram. *Doc Ophthalmol.* 2004;109(1):67-72. doi:10.1007/s10633-004-1545-7
101. Jackson GR, De Leon Ortega J, Girkin C, Rosenstiel CE, Owsley C. Aging-related changes in the multifocal electroretinogram. *J Opt Soc Am A.* 2002;19(1):185. doi:10.1364/josaa.19.000185
102. Nabeshima T, Tazawa Y, Mita M, Sano M. Effects of aging on the first and second-order kernels of multifocal electroretinogram. *Jpn J Ophthalmol.* 2002;46(3):261-269. doi:10.1016/S0021-5155(02)00475-6
103. <https://coopervision.com/practitioner/our-products/contact-lens-technology/balanced-progressive-technology>. <https://coopervision.com/practitioner/our-products/contact-lens-technology/balanced-progressive-technology>. Accessed April 19, 2020.

9 ANEXOS



Universidade do Minho
Escola de Ciências

9.1. ANEXO 1: Declaração de Consentimento Informado

No âmbito da dissertação de Mestrado em Optometria Avançada, com o tema “Impacto do Desfocado Periférico na Atividade Elétrica da Retina”, realizada na Universidade do Minho, o presente documento visa informá-lo sobre os objetivos, procedimento e exames que serão realizados no estudo para o qual se voluntaria.

O presente documento e os procedimentos a que dizem respeito enquadram-se na “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000, Seul 2008).

Este estudo consiste em avaliar as possíveis alterações induzidas pela Lente de Contacto *Misight 1 Day*, na variação do desfocado hipermetrópico e o seu impacto na resposta eletrofisiológica da retina. O procedimento experimental será realizado no Centro de investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab) associado ao Centro de Física da Universidade do Minho.

O procedimento experimental irá incluir uma pré-avaliação de inclusão. Numa primeira fase deste procedimento, realizar-se-á a medição da refração periférica e o exame de Eletrofisiologia Multifocal, sem qualquer tipo de correção. Posteriormente, será colocado um par de lentes de contacto, LC *Misigt 1 Day*, sendo novamente realizada a medição da refração periférica e o exame de Eletrofisiologia Multifocal.

Antes e durante todo o processo do referido estudo, o participante poderá entrar em contacto com os investigadores a fim de obter qualquer esclarecimento que possam surgir.

Os resultados da investigação poderão ser tratados estatisticamente e publicados com propósitos pedagógicos e científicos, mantendo sempre o anonimato do voluntário.

Não há quaisquer custos envolvidos para o voluntário pela participação neste estudo, nem pagamentos ou gratificações que lhe sejam devidas pela mesma participação.

A participação no estudo é voluntária podendo desistir a qualquer momento, sem que essa decisão tenha qualquer tipo de consequência.

Declaração de Conformidade

Coloque as iniciais do seu 1^o e último nome à frente de cada afirmação se concordar com a mesma:

Li e compreendi este documento.

Declaro que foi prestada toda a informação adequada e foi, igualmente, dada a oportunidade de colocar qualquer questão, tendo sido respondida de modo satisfatório.

Entendo que é importante para a minha saúde e para o bom desenvolvimento do projeto seguir todas as instruções dadas pelo investigador principal.

Compreendo que posso recusar a qualquer momento a continuidade da minha participação no estudo.

Concordo em que os dados obtidos sejam utilizados de forma anónima com os fins científicos e/ou académicos que a equipa investigadora considerar apropriados.

Braga, ____ de _____ de 2020

O Investigador Responsável: *Prof. Paulo Fernandes*

Assinatura: _____

O Investigador: *Ana Filipa Casal Nevado*

Assinatura: _____

Voluntário:

Assinatura: _____

Contactos Investigador Principal: *Ana Filipa Casal Nevado*

anafilpacn96@gmail.com

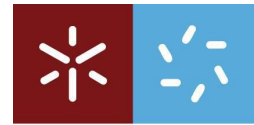
+351 914 144 606

Contactos Investigador Responsável: *Prof. Paulo Rodrigues Botelho Fernandes*

pfernandes@fisica.uminho.pt

+351 916 129 621

Este documento é composto de 2 páginas e feito em duplicado: uma via para o/a investigador/a, outra para a pessoa que consente.



9.2. ANEXO 2: Folha de Registo

Estudo: Impacto do Desfocado Periférico na Atividade Elétrica da Retina

Universidade do Minho
Escola de Ciências

DADOS PESSOAIS

Nome: _____ Idade: _____

Sexo: Feminino

Masculino

Contacto Telefónico: _____

Antecedentes Oculares: _____

Antecedentes Saúde Geral: _____

Antecedentes Familiares: _____

Observações Gerais: _____

Refração Habitual:

OD: esf _____ cil _____ × _____°

OE: esf _____ cil _____ × _____°

Acuidade Visual:

OD: _____ **OE:** _____ **AO:** _____

Diâmetro Pupilar: _____